

RESSALVA

Alertamos para ausência de figuras, não enviadas pelo autor no arquivo original.

MARCO ANTONIO BOTTINO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO CERVICAL DE
COROAS TOTAIS METÁLICAS, VARIANDO OS PREPAROS
DOS TÉRMINOS CERVICAIS, ALIVIANDO OU NÃO AS
SUPERFÍCIES INTERNAS DAS COROAS E EMPREGANDO
DIFERENTES CIMENTOS DEFINITIVOS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para o concurso de habilitação à **LIVRE-DOCÊNCIA**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese.

São José dos Campos

1998

Aos meus pais Tullio
e Luiza, a quem devo a
vida,

À Lúcia Maria, minha mulher, Gustavo e Raphael, meus filhos, a
quem dedico este trabalho, por serem a razão de minha luta,

Ao **Professor Emérito Ruy Fonseca Brunetti**,

meu pai profissional, que me ensinou a arte e a
ética da odontologia, orientador presente e
incansável, meu carinho, meu amor filial e
minha eterna gratidão.

Ao **Prof. Dr. Carlos Alberto Jambeiro da**

Rocha, amigo, irmão e colega, dedico este
trabalho pelo empenho, capacidade e carinho
que nos une na profissão, na alma e no
espírito, minha dívida eterna e gratidão.

Ao **Prof. Dr. Aldari Raimundo Figueiredo**,

colega de turma, 35 anos de amizade nos unem,
dedico todo o meu carinho. As lembranças dos
nossos momentos de alegria e tristeza estão
marcadas indelevelmente no meu coração e nas
nossas demonstrações de amizade firme, segura,
sincera, de quem tem amor, muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Adjunto José Eduardo Junho de Araújo, DD. Diretor da F.O.S.J.C. - UNESP, amigo sincero, companheiro leal, real incentivador deste concurso, minha amizade, meu carinho, meu muito obrigado.

À Profa. Titular Maria Amélia Máximo de Araújo, colega e amiga sempre presente, minha conselheira no ensino e na pesquisa, incentivadora deste trabalho, dedico-lhe amizade eterna com respeito, carinho e amor de um irmão mais velho, meu muito obrigado sempre.

Ao Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, amigo, colega, companheiro, irmão, que além do incentivo profissional, sempre pronto para colaborar, principalmente na difícil tarefa da Pós-Graduação. Preocupou-se com a elaboração das ilustrações deste trabalho. Pessoa que quero ter como amigo para sempre, meu carinho e admiração.

Ao Prof. Dr. Camilo Daleles Rennó, pelo excelente trabalho no tratamento e análise dos valores estatísticos deste trabalho, meu muito obrigado.

Ao Sr. Urbano Gonçalves de Oliveira, técnico de laboratório da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP, pela competência, dedicação e trabalho desinteressado nas aferições e mensurações desta tese, minha amizade e gratidão.

À bibliotecária da F.O.S.J.C – UNESP, Sra. Ângela de Brito Belline, pelo laborioso e competente trabalho na revisão da forma, estrutura do texto e da bibliografia.

Às secretárias e amigas de sempre, Eliane Wenzel Barcellos Silveira e Maria José de Faria, pela dedicação, carinho e atenção na elaboração do memorial para este concurso, meu muito obrigado.

À secretária Suzana Cristina de Oliveira, que demonstrou, na digitação deste trabalho, competência e amizade, sem nenhum interesse, meu carinho, admiração e gratidão.

Ao Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi, Prof. Assist. Renato Sussumu Nishioka, amigos e colegas da Disciplina de Prótese Parcial Fixa, meu muito obrigado pelo incentivo e constante demonstração de amizade.

Aos colegas, professores, funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da F.O.S.J.C. – UNESP, com quem convivo gostosamente há muitos anos, obrigado pela amizade e carinho.

Ao jornalista Francisco Chagas de Moraes Filho, pela cuidadosa revisão do vernáculo, meu muito obrigado.

Aos colegas docentes e funcionários da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, meus sinceros agradecimentos pela convivência alegre e amiga.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1	Tipo de término cervical dos preparos.....	16
2.2	Alívio interno das coroas.....	27
2.3	Cimentação definitiva.....	40
2.3.1	Cimento de fosfato de zinco.....	41
2.3.2	Cimento de Policarboxilato.....	61
2.3.3	Cimento de ionômero de vidro.....	70
2.3.4	Cimentos resinosos.....	81
3	PROPOSIÇÃO.....	92
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	93
4.1	Materiais.....	93
4.1.1	Aparelhos e instrumentos.....	94
4.1.2	Dispositivos.....	97
4.2	Métodos.....	104
4.2.1	Confeção dos corpos-de-prova.....	104
4.2.1.1	Modelos-padrão.....	104
4.2.1.2	Cápsulas metálicas.....	107
4.2.2	Pesagem dos corpos-de-prova.....	109
4.2.3	Medida inicial – conjunto modelo-padrão e cápsula metálica.....	111
4.2.4	Procedimentos iniciais para cimentação das cápsulas metálicas com o cimento de fosfato de zinco Harward	

	de procedência alemã.....	116
4.2.5	Procedimentos iniciais para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento de policarboxilato de zinco Durelon de procedência alemã.....	117
4.2.6	Procedimentos para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento de ionômero de vidro ketac-Cem de procedência alemã.....	117
4.2.7	Procedimentos iniciais para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento resinoso Panavia Ex de procedência japonesa.....	118
4.2.8	Fixação das hastes metálicas com o cimento Temp-Bond – Kerr de procedência norte-americana.....	119
4.2.9	Cimentação das cápsulas ao modelo-padrão, de acordo com protocolo utilizado para os quatro cimentos empregados.....	119
4.2.10	Tratamento estatístico dos dados.....	122
5	RESULTADOS.....	126
6	DISCUSSÃO.....	134
7	CONCLUSÕES.....	150
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	152
	APÊNDICES.....	168
	RESUMO.....	177
	ABSTRACT.....	179

1 INTRODUÇÃO

As cimentações definitivas das próteses unitárias e fixas continuam sendo um dos problemas mais críticos dos tratamentos protéticos restauradores, em odontologia.

Os autores até com frases poéticas tentam traduzir o nível de dificuldade que este passo clínico representa. Horn³¹ (1961), ao referir-se à cimentação definitiva das próteses fixas, lembra uma frase que a odontologia até hoje repete: “A corrente é tão forte quanto o seu elo mais fraco”.

O próprio Horn^{32,33} (1965 e 1976) concluiu ser a “cimentação o calcanhar-de-aquiles das próteses” e completa dizendo: “A cimentação encerra o potencial de sabotar a mais perfeita das próteses fixas”.

Por estarmos absolutamente de acordo com estes pensamentos é que continuamos preocupados com as cimentações definitivas das próteses e seus possíveis desajustes cervicais.

Os aspectos biomecânicos dos aparelhos parciais fixos e das próteses unitárias nos levam a estudar um método melhor para cimentar; um agente de cimentação que tenha as melhores propriedades; e um término cervical dos preparos mais adequado às nossas próteses.

Butel et al.⁸ (1991), preocupados com esses problemas, realizaram uma avaliação nas escolas de odontologia dos Estados Unidos da América e Porto Rico avaliando o término cervical dos preparos para próteses metalocerâmicas, e consideravam que são importantes as considerações de Becker⁵ (1965) que levam em conta a precisão de alguns términos cervicais dos preparos.

Os trabalhos destes autores, em épocas diferentes, podem traduzir a preocupação que temos, ainda hoje, com os aspectos biomecânicos de adaptação marginal das coroas.

Quando estamos discutindo cimentação definitiva, temos que levar em conta os problemas oclusais que os desajustes podem causar, devido ao assentamento inadequado da prótese que fatalmente levará a uma sobreoclusão.

Se, quando do ato da cimentação, tivermos uma desadaptação marginal, em curto prazo estaremos diante de um processo de

inflamação gengival em decorrência do acúmulo de placa bacteriana e suas toxinas.

Quando não conseguimos no ato da cimentação um assentamento adequado da peça protética, é bastante grande a possibilidade da prótese desprender-se do dente-suporte.

O dente e suas estruturas, sofrerão enormemente quando, no ato da cimentação definitiva, houver um desajuste que levará a infiltrações nas margens cervicais e, conseqüente recidiva de cárie, podendo comprometer o órgão pulpar.

Schwartz⁶⁸ (1986) afirmou que as restaurações fundidas deveriam ter um assentamento perfeito nos dentes preparados para recebê-las, exibirem um mínimo de cimento marginal e oferecerem uma retenção adequada.

As fundições das peças protéticas são muito importantes, mas os estudos das formas dos preparos, dos terminos cervicais e dos alívios internos também o são, como relataram Grajower & Lewinstein³⁰ (1983), que, ao analisarem matematicamente os desajustes marginais, concluíram pela necessidade de execução dos alívios, para conseguir um melhor assentamento das peças protéticas, apesar da diminuição da retenção.

A configuração dos terminos cervicais tem merecido, por parte dos autores, cuidados especiais. Hunter & Hunter³⁴ (1990) preocuparam-se com os tipos de acabamento cervical dos preparos dentários utilizados na atualidade, ressaltando que aqueles terminados em chanfro e ombro levam freqüentemente a desajustes cervicais.

Com a utilização cada vez maior das ligas metálicas alternativas e das próteses metalocerâmicas, a prótese dentária passou por uma série de modificações no que diz respeito aos terminos cervicais dos preparos e alívios internos das coroas metálicas, com o intuito de promover um melhor assentamento das peças protéticas e, em consequência, uma adaptação marginal mais adequada.

Fazendo parte desta busca para encontrarmos melhor adaptação marginal, devemos analisar também o comportamento dos agentes de cimentação definitiva.

Os agentes cimentantes têm um caráter preponderante no êxito das cimentações das próteses e neste estudo procuraremos fazer uma análise comparativa entre os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro e resinosos.

Com a metodologia que iremos utilizar, proposta por Rocha et al.⁶³ (1997), analisaremos fatores que podem influir no assentamento

das próteses, levando em conta os tipos de término de preparo, os tipos de cimento e a necessidade ou não de criar um alívio interno nas próteses dentárias. Estes problemas são muito questionados no desenvolvimento de trabalhos clínicos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Sabemos que as cimentações em prótese apresentam problemas que a odontologia não resolveu completamente, até porque na atualidade diversos fatores têm sido acrescentados a esse tema.

Para minimizar esses problemas é necessário obter um cimento que seja adesivo e tenha a capacidade de produzir um perfeito selamento marginal que não promova discrepância vertical e apresente compatibilidade com o complexo dentino-pulpar, além de protegê-lo frente às agressões por ele sofridas.

Na revisão da literatura faremos uma divisão não só pela ordem cronológica de publicações, mas também pelos tópicos que serão abordados: tipos de término cervical dos preparos; a necessidade ou não de alívio interno das coroas que poderão propiciar um melhor assentamento da peça protética; e finalmente os agentes de cimentação definitiva.

2.1 Tipos de término cervical dos preparos

Os términos cervicais dos preparos coronários têm, principalmente na atualidade, um papel decisivo no bom assentamento da prótese, onde utilizamos, por questões econômicas e técnicas, ligas alternativas para sua confecção.

Analisaremos os términos cervicais em forma de: ombro ou degrau em 90^0 ; ombro ou degrau em 90^0 com bisel em 45^0 ; chanfro; ombro, degrau ou plano inclinado em 135^0 e lâmina de faca.

As coroas totais metálicas ou metaloplásticas têm possibilidade de apresentar melhor adaptação aos dentes quando o término cervical do preparo coronário for em forma de chanfro. Estas observações foram feitas por Tylman & Tylman⁸⁰ (1960) quanto ao tipo de acabamento cervical do preparo, objetivando um melhor assentamento marginal.

Em 1964, Fusayama et al.²³ fizeram experiências para determinar um tipo de preparo que menor interferência ocasionasse à cimentação de coroas metálicas, e concluíram que quanto maior o desgaste e a convergência das paredes do preparo, menor seria a película de cimento observada na borda cervical. No tocante ao

acabamento cervical do preparo, verificaram que os que menos interferiam na cimentação de coroas eram os chanfrados ou aqueles terminados em lâmina de faca. Baseados nesses estudos, os dois autores aconselharam o preparo chanfrado quando houver apenas uma ligeira retração gengival e linha zero, quando os tecidos gengivais estiverem mais retraídos.

Em 1964, Johnston et al.³⁸ indicaram para coroas acabamentos cervicais dos preparos em forma de: lâmina de faca, bisel, chanfradura e ombro, formando, com o longo eixo do dente preparado, um ângulo de 90°.

McEwen⁴⁷ (1965), por meio das suas pesquisas sobre métodos de cimentação, concluiu que os preparos terminados em chanfro, lâmina de faca, ou *chanferette*, que é uma forma de acabamento de preparo situada entre os citados anteriormente, apresentam grande vantagem sobre aqueles em ombro, formando ângulo de 90° com o longo eixo do dente. Utilizou para esta experiência a técnica de pincelamento do cimento na superfície interna das coroas, diminuindo, desta forma, o número de bolhas de ar que poderiam ocorrer durante os procedimentos para cimentação de próteses unitárias ou parciais fixas.

Basset⁴ (1966) recomenda para coroas totais o acabamento cervical em chanfro. Observa ainda que, se pincelarmos o cimento no interior das coroas, podemos diminuir o desajuste marginal.

Miller⁵⁰ (1966) preconiza, para coroas totais, términos cervicais em degrau de 90°.

Kornfeld⁴² (1972) relaciona términos dos preparos com os materiais restauradores a serem empregados para confeccionar coroas totais, cerâmicas ou metálicas. Recomenda que se estivermos diante de uma coroa de porcelana pura, devemos preparar os dentes terminando em ombro reto. Relata que este tipo de união plana não é recomendado para coroas metálicas. Enumera uma série de problemas que podem ocorrer durante a fundição de uma coroa metálica, impossibilitando uma adequada adaptação cervical. Recomenda, em preparos para dentes que irão receber coroas totais metálicas, os tipos de acabamento cervical em ombro biselado, chanfro ou *chanferette*.

Shillingburg Junior et al.⁷¹ (1976) recomendam, para coroas metálicas ou metaloplásticas, que os términos cervicais dos preparos devem ser em chanfro, chanfro biselado ou ombro biselado.

Em 1977, Rocha⁶¹ preocupou-se em analisar os desajustes cervicais de coroas metálicas usando términos cervicais de dois tipos,

e oito cimentos temporários e definitivos. Concluiu que a média da discrepância para os preparos chanfrados é inferior à dos preparos terminados com ombro. Relatou uma discrepância de 112 micrometros para os términos com chanfro e de 132 micrometros para os desajustes dos preparos terminados em ombro de 90^0 .

Em 1981, Gavelis et al.²⁷ estudaram o efeito de vários tipos de término de preparo no selamento marginal e assentamento oclusal de coroas totais cimentadas. Utilizaram oito modelos de aço inoxidável com volume e tamanho semelhantes aos de um molar preparado. Os preparos tinham 5^0 ou 10^0 de inclinação das paredes axiais, 6 mm de altura e 8 ou 10 mm de diâmetro. Os tipos do término cervical dos preparos eram: linha zero, ombro 90^0 , com e sem bisel paralelo, ombro 45^0 e chanfro com bisel em 30^0 . Cinco coroas foram feitas para cada troquel e fundidas em liga áurica por um método padronizado. Após a cimentação, as amostras foram seccionadas e a espessura do cimento foi analisada em três pontos: oclusal, margem cervical e parede axial. Não houve diferença estatisticamente significativa em nível de 5% entre os preparos com término em linha zero e ombro biselado. Também não houve diferença significativa entre os grupos com ombro biselado em 30^0 e ombro biselado em 45^0 ; mas houve

diferença estatisticamente significativa entre estes e os grupos com ombro 90^0 , ombro 90^0 com biséis, e linha zero.

Kashani et al.⁴⁰ (1981) terminam os preparos com biselados com ângulo de 45^0 e recomendam que nunca sejam menores que 30^0 . Esta recomendação prende-se ao fato de considerarem que a angulação do bisel é o ângulo formado pela intersecção da linha terminal do bisel e o prolongamento da linha externa da porção não preparada do dente. Relatam que a espessura da camada de cimento diminui, quando a angulação do bisel decresce. Ressaltam que margens finas de fundições podem apresentar dificuldade na sua confecção laboratorial, e que áreas de cimento expostas diminuem 50% se o ombro for feito com um bisel de 30^0 . Durante a cimentação, as coroas metálicas com margens muito finas poderão sofrer, em consequência das pressões hidráulicas do cimento, alterações dimensionais.

Pardo⁵⁶ (1982) concebe que os tipos de preparo em linha zero e biselados mostram desenhos verticais inclinados. O preparo dentário com margens biseladas pode minimizar as discrepâncias marginais, decrescendo a abertura e o efeito das variações no tamanho das fundições.

Em 1985, Dedmon¹⁷ analisou coroas metálicas produzidas em laboratórios comerciais para verificar a abertura marginal em quatro tipos de término cervical, a saber: ombro, chanfro biselado ou não, e gume de faca. Os resultados obtidos foram: término em chanfro apresentou 9,4% de aberturas superiores a 39 micrometros; termos biselados ou em gume de faca, 5,2% de aberturas superiores a 39 micrometros; termos em chanfro grande e ombro sem bisel, com porcentagens de aberturas marginais superiores a 50%. Para este trabalho, considerou as aberturas de 39 micrometros como aceitáveis.

McAdam⁴⁵ (1985) propõe para coroas metalocerâmicas que o término cervical seja em ombro de 135° . Para dar este tipo de acabamento, utiliza broca cilíndrica, com 12 lâminas e ângulo na linha horizontal de 45° . Recomenda que o ombro obtido de 135° seja estendido em 1 mm na porção axial. As vantagens deste preparo são: fechamento das margens pelas restaurações; escape de cimento pela inclinação de 135° ; reforço adicional da infra-estrutura metálica obtido no ângulo interno do ombro 135° ; melhor exatidão da peça assentada com o cimento.

Em 1985, Tjan et al.⁷⁸ investigaram a efetividade do canal de escape interno no assentamento de coroas totais fundidas em ouro.

Utilizaram trinta molares superiores humanos extraídos, com características da coroa semelhantes (tamanho e comprimento) da coroa, e preparados para receber coroas totais em ouro. Os preparos foram padronizados quanto ao comprimento e inclinação das paredes e divididos em três grupos de acordo com o tipo de término cervical: acentuada linha de término, ombro 90^0 e ombro 90^0 biselado a 45^0 . Uma broca diamantada média com ponta arredondada foi usada para fazer o canal de escape. A profundidade do canal foi quase igual ao diâmetro da ponta diamantada. As coroas fundidas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco tipo I de acordo com as recomendações do fabricante; assentadas sob leve pressão a uma temperatura de 24^0C , e submetidas a carga estática vertical de 12 libras, por 10 min. As medidas foram feitas eletronicamente. Concluíram que coroas totais com término em ombro 90^0 apresentam uma discrepância vertical semelhante às aquelas apresentadas para o término em linha inclinada. O canal de escape melhorou significativamente o assentamento das coroas totais com término em ombro 90^0 biselados. Porém, a discrepância vertical é menor do que para as coroas com término em linha acentuada e ombro 90^0 .

Em 1986, Panno et al.⁵⁵ afirmaram que o bisel objetiva compensar o assentamento incompleto da coroa e que só teremos um bisel efetivo com mais de 60°; estes autores consideram a angulação do bisel como a intersecção da linha inicial do bisel com o prolongamento do término da linha promovida pelo ombro em suas porções externas.

Hunter & Hunter^{34,35} (1990) revisaram e discutiram a terminologia e a largura de configurações marginais de preparos para coroas totais, bem como seu relacionamento com o tecido gengival. Combateram a falta de definição clara das características essenciais de cada desenho de término de preparo, para que sejam universalizados. Preconizaram o uso de margens largas, devido à necessidade de um espaço mínimo para os materiais e para solução de muitos problemas persistentes identificados com a prótese fixa, tais como: sobrecontorno, espaço para a porcelana, estética e adaptação. Salientaram, ainda, a necessidade de serem enfatizadas as vantagens dos preparos com margens largas.

Em 1990, Hunter & Hunter³⁵ novamente revisaram e discutiram a literatura, desta vez a respeito das configurações e discrepâncias das margens de preparos para coroas totais e suas relações com a gengiva.

Descreveram que em geral essas discrepâncias são clinicamente significativas, desde que facilitem a retenção da placa. Descreveram ainda, que a incorporação de margens com formas geométricas deslizantes tem sido um método favorável para a minimização das discrepâncias de assentamento e adaptação. Salientaram o papel das margens das restaurações na saúde gengival, indicando a importância de margens superficiais, bem como a necessidade de uma reavaliação do uso de biséis longos. Relataram que margens horizontais, quando combinadas com os procedimentos que melhoram o assentamento da coroa, promovem o melhor método para minimizar as discrepâncias de assentamento e melhorar a saúde gengival.

Em 1991, Butel et al.⁸ realizaram um estudo com preparos dentários para coroas metalocerâmicas. Neste estudo observaram que os preparos em ombro reto e ombro reto com bisel de 45° são os mais usados para os dentes da maxila e anteriores da mandíbula; os preparos com término em ombro reto biselado com 45°, e em chanfro são os mais usados para os dentes posteriores da mandíbula. Estas observações foram realizadas em escolas de odontologia dos Estados Unidos da América e Porto Rico.

Em 1992, Byrne⁹ estudou o assentamento e selamento de estruturas metálicas fundidas pela técnica direta ou indireta, em incisivos de Ivorine. Empregou termos cervicais em chanfro e ombro. Os preparos tinham estas características na face vestibular, continuando após a área de contato, terminando em chanfro de 0,5 mm com extensão por toda a porção lingual. Os autores concluíram que não havia discrepância de assentamento entre as coroas colocadas nos modelos de gesso e nos de resina epóxica para qualquer dos tipos de acabamento cervical utilizados nos preparos.

Em 1992, Wang⁸³ et al. avaliaram os efeitos dos cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro, do uso ou não de espaçador para troquel, da força de assentamento de 5 a 30 libras, do desenho da margem e de dispositivos para assentamento, bem como a interação entre esses fatores durante a cimentação de coroas metálicas fundidas. Utilizaram troquéis de aço inoxidável com dois tipos de término de preparo – ombro biselado. As coroas foram enceradas sobre os troquéis e fundidas com liga metálica não nobre. O assentamento das coroas foi medido antes e depois da cimentação. Concluíram que o uso do espaçador e a elevação da força de assentamento de 5 para 30 libras melhoraram significativamente o assentamento das coroas. O

uso do cimento de ionômero de vidro melhorou substancialmente o assentamento das coroas durante a cimentação, quando comparado com o cimento de fosfato de zinco. O preparo com ombro biselado e espaçador resultou em assentamento da coroa significativamente superior, quando cimentada sob ação de uma força maior e cimento de ionômero de vidro. Os dispositivos para assentamento foram igualmente efetivos durante a cimentação das coroas.

Em 1993, Syu et al.⁷⁵ conduziram um estudo para investigar o potencial de influência de três tipos de desenho de margem cervical de preparo dental – ombro biselado com ângulo de 110° , ombro biselado em 45° , e chanfro – na adaptação de coroas totais fundidas em liga com alto teor de paládio. Trinta fundições foram feitas usando procedimentos padronizados coerentes com as recomendações dos fabricantes para manipulação da liga e do revestimento. As coroas fundidas foram assentadas nos seus respectivos troquéis, que em seguida foram incluídos e seccionados bucolingualmente. O espaço entre troquel e coroa foi medido por meio de posições pré-determinadas. A análise estatística não demonstrou diferença significativa em nível de 5% para os espaços axiais e marginais entre os grupos.

Rocha et al.⁶⁴ (1998), considerando as discrepâncias verticais verificadas em coroas metálicas cimentadas, em decorrência do tipo de acabamento cervical dos preparos, com e sem alívio interno, concluem:

- a) os preparos em modelos-padrão para coroas com términos cervicais em ombro reto, seguidos pelos preparos com acabamento cervical em ombro reto com bisel de 45^0 , foram os que proporcionaram maiores discrepâncias verticais para as coroas cimentadas;
- b) os preparos em modelos-padrão com términos cervicais em gume de faca, ombro inclinado 135^0 , e chanfro, promoveram as menores discrepâncias verticais médias, muito semelhantes entre si. Pode-se mesmo afirmar que houve equivalência entre elas, quando o alívio interno das coroas foi utilizado.

2.2 Alívio interno das coroas

É indiscutível que para um melhor assentamento das coroas, independentemente dos tipos de términos cervicais dos preparos, é necessário que se faça um alívio ou perfuração na superfície interna delas.

Vários autores discutem o material e a técnica de se fazer esse procedimento laboratorial que tanto melhora os resultados de ajuste cervical na clínica protética.

Sempre se buscou algo que pudesse melhorar o escoamento dos cimentos, que é o grande problema na adaptação cervical.

Já em 1963, Fusayama et al.²⁴ experimentalmente verificaram que a linha de cimento variava de acordo com o tipo de término cervical, enquanto os términos cervicais em ombro reto apresentavam uma linha maior que os términos cervicais em chanfro e mais reduzida nos términos cervicais biselados.

Concluem que o espaço interno nas coroas totais, para permitir um melhor escoamento do agente cimentante e melhor assentamento marginal das próteses, deveria ser de 30 e 40 micrometros.

Fusayama et al.²³ (1964) buscaram diminuir o desajuste das coroas metálicas fundidas, utilizando o esmalte de unhas e folha de estanho com 44 micrometros de espessura, aplicados sobre troquéis de gesso. Nesses estudos concluíram que houve uma sensível melhora na adaptação das coroas, principalmente quando os alívios foram realizados nas superfícies bucal, lingual ou oclusal dos troquéis.

Os resultados foram significativos quanto ao melhor ajuste nos casos onde se usou alívio, chegando-se a discrepâncias verticais que variavam de 37 a 48 micrometros contra 110 micrometros, quando não foi aplicado o alívio interno. Concluem que para melhorar o assentamento das coroas e diminuir a discrepância vertical, sempre é recomendado que se faça alívio.

Em 1966, Kaufman et al.⁴¹ afirmaram que com um alívio interno de 25 micrometros nas coroas totais, ter-se-ia melhora no assentamento marginal, com conseqüente diminuição da discrepância marginal. Afirmaram também que as coroas totais apresentaram, quando aliviadas, melhora na retenção.

Shibayama⁷⁰ (1975) faz um estudo comparativo associando alívio eletrolítico e preparação oclusal, confeccionando coroas totais em ouro e cimentadas em troquéis usinados em aço inoxidável. Os troquéis tinham terminos cervicais em ombro reto, ombro reto com bisel em 45° e ombro chanfrado com 45° de inclinação em relação ao eixo longitudinal do troquel.

Neste trabalho comparou coroas totais fundidas em liga de ouro, sem sofrer alívio eletrolítico e sem perfuração oclusal com coroas

perfuradas sem alívio eletrolítico e coroas com perfurações e com alívio eletrolítico.

Inicialmente, as coroas eram colocadas nos troquéis, sem cimento, e aferidas por meio de um micrômetro com mostrador; em seguida eram cimentadas com cimento de fosfato de zinco e feitas novas medidas. Para obtenção das medidas de discrepância de adaptação, considerou-se a diferença entre a primeira e segunda aferição.

Em 1981, Ishikiriyama et al.³⁶ fizeram um estudo comparativo utilizando coroas com alívio interno produzido com água-régia e/ou perfuração oclusal e coroas sem alívio e sem perfuração. Cimentaram-nas com fosfato de zinco S.S.White e verificaram uma discrepância vertical menor nas coroas com alívio e perfuração.

As médias obtidas para as discrepâncias verticais foram: 13,75 micrometros para as coroas aliviadas e perfuradas; 37,25 micrometros para as que só sofreram alívio interno com água-régia; 37,20 micrometros para as que apresentavam via de escape e 48,30 micrometros para aquelas nas quais não foram feitos alívios internos nem perfurações.

Em 1982 Campagni et al.¹⁰ utilizaram-se de tinta espaçadora, aplicada nos troquéis de gesso pedra em várias camadas.

O objetivo era conseguir um alívio de 20 a 40 micrometros, valor este que é aceito clinicamente. Concluíram que os materiais apresentavam uma coerente progressão aritmética quando da aplicação de múltiplas camadas, conseguindo assim o resultado almejado.

Grajower & Lewinstein³⁰ (1983) recorreram a espaçadores em dentes preparados com diferentes inclinações da parede axial e término cervical com cinco formas diferentes. Analisaram matematicamente o efeito de expansão de compensação do revestimento utilizado para fundições de peças metálicas.

Arbitrariamente alívio de 50 micrometros foi sugerido por eles, que alegaram ser necessários 30 micrometros de espaço para a película de cimento e 20 micrometros para compensar as distorções dos modelos ou padrões da cera.

Sempre observaram um desajuste menor, quando espaçador foi utilizado, e isto os levou a concluir que se os espaçadores foram utilizados corretamente para criar alívios internos nas coroas, podemos considerar supérflua a confecção dos biséis nos terminos cervicais para melhorar o assentamento vertical.

Em 1986, Campagni et al.¹¹ empregaram espaçadores em troquéis de gesso tipo IV, e investigaram o efeito do alívio obtido.

Foram confeccionadas coroas em liga áurica sobre troquéis e as amostras foram divididas em cinco grupos:

- a) grupo 1: preparos sem sulco e com espaçadores;
- b) grupo 2: preparos sem sulco e sem espaçadores;
- c) grupo 3: preparos com sulcos e com espaçadores;
- d) grupo 4: preparos com sulcos e com espaçadores só fora dos sulcos;
- e) grupo 5: preparos com sulcos mas sem espaçadores.

Alívios entre 20,84 e 39,12 micrometros foram produzidos nas paredes axiais e oclusais.

Os resultados obtidos foram:

- a) grupo 1: discrepância vertical média 61,7 micrometros;
- b) grupo 2 e 5: discrepâncias oclusais superiores a 150 micrometros;
- c) grupo 3: discrepância vertical de 50,2 micrometros em média;
- d) grupo 4: discrepância vertical de 75,6 micrometros em média.

Em 1987, Rieger et al.⁶⁰ utilizaram o espaçador Tru-Fit. Dividiram o experimento em dois grupos, a saber: no primeiro iniciavam a pintura com uma camada de espaçador prateado e no segundo, com uma camada de espaçador dourado. Após a aplicação de cada camada do espaçador, eram executadas medidas. Este procedimento foi feito nos dois grupos até atingirem-se seis camadas.

Observaram que duas camadas, a primeira prateada e a segunda dourada, quando usadas nesta seqüência, não apresentavam a mesma espessura que duas camadas, a primeira dourada e a segunda prateada. Conseguiram uma espessura de 23,93 micrometros, quando quatro camadas de espaçador foram aplicadas na ordem prateada, dourada, prateada e dourada.

Um alívio de 25,24 micrometros foi obtido com cinco camadas de espaçador aplicadas na ordem dourada, prateada, dourada, prateada e dourada.

Os autores concluíram:

- a) as seqüências com quatro e cinco camadas foram as melhores, por aproximarem-se de um alívio de 25 micrometros;

b) o espaçador Tru-Fit dourado e o prateado são excelentes para promover alívio, e a ordem pode alterar o espaço obtido entre o troquel e a coroa.

Campbell¹² (1990) efetuou estudo utilizando quatro tipos de espaçadores, a saber: Tru-Fit, Belle de St. Claire, Dicor e Cerestone.

Segundo o autor, a maioria das pesquisas determinam um espaço de 25 a 40 micrometros.

O assentamento da coroa ao dente preparado e a retenção da coroa sobre o preparo podem ser os principais fundamentos do espaço entre a superfície interna da coroa e a externa do preparo.

O autor concluiu:

- a) a espessura da película dos espaçadores para modelos na linha do angulo oclusal é significativamente menor que em outras superfícies, e uma camada muito fina do espaçador nesta linha pode impedir escoamento do cimento. A aplicação de mais uma camada final do espaçador nesta área melhorou o fenômeno da hidrodinâmica da cimentação;
- b) os espaçadores aplicados em duas camadas iniciais de Tru-Fit, seguidas de Belle St. Claire, Cerestone e Tru-Fit, podem produzir uma película de 12 micrometros;

- c) para conseguirmos uma película de 25 micrometros, recomenda-se o uso de três camadas de Tru-Fit; ou duas de Belle St. Claire ou do Cerestone;
- d) o espaçador Dicor apresenta uma espessura de película significativamente maior: 37 micrometros e uma rugosidade superficial muito grande.

Wilson et al.⁹⁰ (1990), utilizando-se de cimento de fosfato de zinco, verificaram a deformação de coroas durante a cimentação. Procuraram analisar o alívio interno, a espessura da película e a viscosidade do agente cimentante.

Os autores concluíram que: a deformação da coroa foi maior com o aumento da viscosidade do agente cimentante; pode-se diminuir a deformação criando-se via de escape e/ou a ação da água-régia na superfície interna das coroas reduziu o tempo necessário para o assentamento, mas não diminui a deformação.

Wang et al.⁸³ (1992), a partir de moldagens obtidas com poliéter, obtiveram modelos de gesso, que receberam quatro camadas do espaçador Tru-Fit, para produzir um alívio em torno de 24 micrometros na superfície interna das coroas. Foi sensível a diferença na discrepância do assentamento quando se empregou ou não o verniz

espaçador antes do enceramento. As coroas obtidas foram cimentadas com fosfato de zinco Fleck's sob carga de 5 libras. A discrepância, que era de 116 micrometros, caiu para 12 micrometros, quando as coroas foram aliviadas internamente. Quando a carga dinâmica foi aumentada para 30 libras, a discrepância vertical média foi de apenas 2 micrometros.

Em experimento semelhante feito com Ketac-Cem, com o emprego das mesmas cargas dinâmicas de 30 libras, as discrepâncias variaram de 18 a menos 5 micrometros.

Com estas observações, os autores relatam que os alívios internos propiciam o espaço para que a espessura da película se interponha entre as superfícies axiais e oclusais dos dentes preparados, e das coroas metálicas.

Em 1993, Brandt et al.⁷ levaram em conta a expansão ocorrida durante a presa do revestimento e no processo de fundição; para isso fizeram uma revisão dos métodos para criar espaço entre a restauração metálica fundida e o dente preparado.

Recomendaram uma padronização da técnica na pintura dos troquéis de gesso. Para esse experimento, além de considerar a

expansão do revestimento, testaram o assentamento da coroa no troquel com espaçador intacto.

Com auxílio de removedor recomendado pelo fabricante, limpavam o troquel e novamente avaliaram a adaptação. Concluíram ter conseguido um bom assentamento.

Carter & Wilson¹³ (1996) estudam os aspectos de assentamento e retenção das coroas com o uso de verniz espaçador. Obtiveram troquéis de gesso, conseguidos de dez preparos em terceiros molares extraídos. Estes dentes foram selecionados por terem formas coronárias semelhantes. Os troquéis foram duplicados e pincelados ou não com duas, quatro, seis ou oito camadas de verniz espaçador. As coroas, após enceradas e fundidas, foram levadas aos troquéis.

Quanto maior a camada de verniz, o desajuste decrescia na mesma proporção, a saber: a retenção das coroas cimentadas diminuiu de menos 24 ± 10 N sem nenhuma camada de verniz; para zero N com quatro ou mais camadas de verniz, e o desajuste decresceu de 547 ± 77 micrometros sem nenhuma camada de verniz para 38 ± 31 micrometros para oito camadas de verniz espaçador.

Rocha et al.⁶³ (1997) determinaram um método para avaliar a discrepância vertical ocorrida após o assentamento de coroas totais metálicas.

Foram empregados modelos-padrão usinados em aço inoxidável e cápsulas metálicas que se justapunham, variando-se o término cervical, a saber: chanfro, gume de faca, ombro inclinado de 135° , ombro reto com bisel de 45° e ombro reto. Outras cápsulas foram obtidas da mesma maneira, mas foi produzido um alívio interno usinado com 30 micrometros até a distância de 0,5 mm do término cervical do preparo.

Os autores concluíram, após a obtenção das medidas iniciais por meio deste método, que não encontraram valores negativos para a discrepância marginal, após a mensuração final, quando foram executadas cimentações com cimentos temporários ou definitivos. Os corpos-de-prova podem ser reutilizados, para serem obtidas novas medidas iniciais e finais, propiciando mais confiabilidade nos resultados. Os modelos-padrão utilizados podem reproduzir os preparos dentais de acordo com os princípios mecânicos. Alívios nas superfícies internas das cápsulas (coroas), vias de escape, ou outras variáveis podem ser empregadas sem prejuízo da verificação dos

desajustes verticais médios ocorridos pós-cimentação. Este método, embora tenha resultados confiáveis, poderá ser modificado em função do emprego de novos equipamentos e os progressos consideráveis observados na área da informática.

Pegoraro et al.⁵⁷ (1998) têm a mesma preocupação clínica quanto ao assentamento das peças protéticas durante os procedimentos de cimentação definitiva. Relatam que muitas vezes, na clínica, coroas totais precisamente ajustadas apresentaram-se “altas” após a cimentação.

Para contornar este problema surgiram vários procedimentos, alguns baseados na prática clínica, outros na experiência científica, entre os quais se destacam:

- a) técnica especial na manipulação do cimento de fosfato de zinco para obter maior tempo de trabalho;
- b) alívio interno nas coroas totais;
- c) perfuração oclusal;
- d) colocação do agente cimentante tanto na coroa quanto no dente perfurado;
- e) preenchimento parcial das coroas, por meio de espátulas;

- f) preenchimento completo das coroas com agente cimentante, para evitar inclusão de bolhas de ar.

2.3 Cimentação definitiva

Os cimentos que utilizamos nesta pesquisa são todos com características de definitivo.

Cimentação definitiva é um termo utilizado quando terminamos os nossos trabalhos protéticos restauradores. Nesta oportunidade, quero propor que passemos a citar o nome e a origem do agente de cimentante, e não dizer se essa cimentação é temporária ou definitiva. É uma sutileza o uso desta nomenclatura, levando-se em conta os aspectos jurídicos que encerra o fato de dizermos aos nossos pacientes: “Agora faremos uma cimentação definitiva”. Isto significa, para o leigo, que jamais teremos problemas, se levarmos ao pé da letra que tal procedimento é definitivo.

Proponho que passemos a determinar o procedimento de cimentação temporária ou definitiva, determinando as características dos cimentos e seu respectivo emprego.

Nesta parte da revisão, além de abordarmos as propriedades físicas e químicas dos cimentos, teremos maior preocupação com a

espessura da película e o nível de assentamento de coroas protéticas que estes materiais podem oferecer.

Neste capítulo, abordaremos os cimentos empregados na seguinte ordem: fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro e resinosos.

2.3.1 Cimento de fosfato de zinco

Lange⁴⁴ (1955), citado por Jorgensen³⁹ (1960), observou que em coroas que não apresentavam alívio nas suas superfícies internas e cimentadas com fosfato de zinco, verificou-se um desajuste cervical de cerca de 91 micrometros.

Em 1960, Jorgensen³⁹ fez um estudo sobre os fatores que afetam a espessura da película do cimento de fosfato de zinco sobre coroas metaloplásticas, e concluiu que o desajuste cervical era determinado pela quantidade do material, pela pressão usada durante a cimentação, pelo tempo em que essa pressão é exercida sobre a peça protética, viscosidade do cimento, temperatura, desgaste efetuado no dente e pelo alívio interno com perfuração oclusal feitas na coroa antes da cimentação.

Em 1964, Fusayama et al.²³ preocuparam-se em analisar quais seriam as variáveis que poderiam afetar a espessura da película do cimento fosfato de zinco. Utilizaram, durante a cimentação, coroas com término cervical em ombro reto, cargas que variavam entre 15 e 50 kg. Verificaram a existência de uma espessura de película de 110 micrometros.

Em 1965, McEwen⁴⁷ relatou que coroas cimentadas ficavam em supra-oclusão, embora apresentassem um relacionamento oclusal normal antes da cimentação.

Courtade¹⁴ (1966) relata que mesmo se obtendo coroas sob uma técnica de fundição requintada, existe um espaço de cerca de 20 a 25 micrometros entre a superfície oclusal do preparo e a superfície interna da coroa. Quando estas coroas são cimentadas, esse espaço aumenta para 250 micrometros. Atribui-se este aumento ao aprisionamento do cimento.

Em 1971, McLean & Von Fraunhofer⁴⁸ realizaram *in vivo* um estudo para analisar a espessura de película de cimento sob coroas metalocerâmicas e coroas de porcelana. Concluíram que detectar desajustes inferiores a 80 micrometros é difícil. Realizaram este estudo empregando material de moldagem à base de poliéter,

substituindo o agente de cimentação, levando-se em conta que a espessura do poliéter nestas condições é muito parecida com a espessura de película do cimento de fosfato de zinco. Neste trabalho, acrescentam que fendas marginais menores que 120 micrometros não interferem no sucesso final da prótese.

Em 1974, Arfaei & Asgar² fizeram preparos em dentes extraídos, para receber coroas totais, e cimentaram com fosfato de zinco, óxido de zinco e eugenol com ácido orto-etóxico-benzóico (E.B.A.) e policarboxilato de zinco.

Foi feita uma pesquisa quanto à espessura da película dos cimentos citados, após o assentamento das coroas. Concluíram os autores que o cimento de fosfato de zinco é o que menor película apresentou, seguido do policarboxilato de zinco e pelo E.B.A.

Em 1974, Dimashkieh et al.¹⁹ utilizaram um troquel cônico de acrílico com 8 mm de diâmetro maior, 8 mm de altura e convergência de 2°, 5° e 10°, sobre os quais foram construídas supra-estruturas também em acrílico que simulavam coroas.

O objetivo desta pesquisa era medir a espessura da película de cimento de fosfato de zinco que apresentava partículas com um máximo de 55 micrometros de diâmetro.

As mensurações eram feitas nas películas que se formavam embaixo da superfície interna de coroas totais cimentadas sob carga de 9 kg. As coroas foram seccionadas e seis medidas foram tomadas em posições diferentes.

Observaram que a espessura da película nos cantos da superfície oclusal indicava um assentamento muito precário das coroas; esta espessura para o cimento de fosfato de zinco poderia atingir 1.214 micrometros.

Em 1974, Eames et al.²⁰ relataram que coroas totais sem cimentos e assentadas sob a ação de uma força estática não se adaptavam ao preparo, havendo um espaço de 215 micrometros, quando o grau de convergência dos preparos fosse de 10^0 . Afirmam também existir uma adaptação melhor, desde que o grau de convergência fosse aumentado para 20^0 .

Quando empregaram para o mesmo assentamento força de mordida e preparos com as paredes axiais com convergência de 10^0 , havia uma diminuição no espaço para 173 micrometros.

Nesta pesquisa também concluíram que a discrepância marginal pode ser elevada em mais de 112 micrometros, quando forem empregados cimentos de fosfato de zinco ou policarboxilato de zinco.

Em 1978, Koyano et al.⁴³ estudaram a espessura de película de cimento, relacionada com várias técnicas para pressionar as coroas durante a cimentação com fosfato de zinco. Avaliaram a espessura da película pela discrepância marginal verificada em *inlays* e coroas totais metálicas, fundidas em ligas de cobre.

Utilizaram pressão estática de 1, 2 e 4 kg; pressão gravitacional com rolete de madeira adaptado à agulha de Vicat com 280 g, pressão esta aplicada por dez vezes durante 20 seg (posteriormente, as coroas eram mantidas sob pressão estática de 1 kg por 15 min); vibração vertical aplicada por 5 seg a 2.300 de rotações por min, procedimento este repetido por três vezes em 20 Seg. Em seguida, as coroas eram mantidas sobre os preparos sob ação de uma carga de 1 kg por 15 min; vibração horizontal por 15 seg seguida pela aplicação de uma carga estática de 1 kg por 15 min e combinação de pressão estática sob carga de 4 kg por 10 seg, seguida pela aplicação da força gravitacional ou dos vibradores vertical e horizontal.

Somente quando cimentadas, estas coroas eram mantidas em posição e sob cargas.

Neste trabalho concluíram: a pressão produzida por carga dinâmica resulta em uma espessura de película de cimento menor do

que quando se emprega carga estática. Recomendam, para trabalhos clínicos, primeiro a pressão digital, seguida pela pressão horizontal sob vibração.

Gavelis et al.²⁷ (1981), em cimentações definitivas, obtiveram discrepâncias verticais que variavam de 85 a 214 micrometros. Por meio de modelos-padrão em aço inoxidável, simulavam preparos semelhantes aos executados em molares para receber coroas totais metálicas. As coroas foram fundidas em Firmlay (J. F. Jelenko, New Rochelle N.Y.), liga áurica do Tipo III, cimentadas em modelos de resina, sob pressão dinâmica inicial de 100 libras (45,6 kg), reduzidas suavemente para 57 libras (25,850 kg), mantidas por 10 min. Após a cimentação as coroas foram seccionadas na sua parte central e as discrepâncias na falta de assentamento e selamento foram analisadas ao microscópio. Por meio desta metodologia, avaliaram as discrepâncias verticais.

Em 1981, Ishikiriama et al.³⁶ avaliaram a influência de vários fatores na adaptação de coroas cimentadas. Os fatores avaliados foram a quantidade de cimento colocada nas coroas, a aplicação de vibração e orifícios ou alívios nas coroas. O cimento utilizado pelos autores foi

o cimento de fosfato de zinco (S.S. White Dental Mfg. Co., Rio de Janeiro, Brasil).

Os autores concluíram que:

- a) a colocação do cimento com pincel nas margens das coroas promoveu uma adaptação melhor do que a obtida quando as coroas foram totalmente preenchidas com cimento;
- b) a vibração mecânica das coroas no momento da cimentação promoveu melhor adaptação;
- c) a via de escape, o alívio interno, ou a combinação de ambos, melhorou notavelmente o assentamento das coroas;
- d) a associação das conclusões desse trabalho melhorou consideravelmente a adaptação das coroas cimentadas.

Em 1984, Jansen et al.³⁷ avaliaram a espessura de película do cimento em coroas totais, quando cimentadas com cimento de fosfato de zinco em 32 molares hígidos preparados para recebê-las. Foram utilizadas duas técnicas de cimentação: técnica I, pincelamento do cimento em toda a superfície interna das coroas e técnica II, pincelamento do cimento na lateral interna e periferia da superfície oclusal. Foi aplicada vibração por 10 seg por meio do aparelho Vibra-Seat em metade das coroas testadas. Foram obtidos três cortes

longitudinais no conjunto dente-coroa, e a leitura foi realizada nos cortes ímpares, em nove regiões diferentes, utilizando-se microscópio comparador com precisão de 0,005mm.

Os autores concluíram que:

- a) a técnica II apresentou resultados mais favoráveis para as regiões do término cervical, áxio-oclusal e centro da superfície oclusal;
- b) a vibração mostrou resultados mais favoráveis nas regiões axial, áxio-oclusal e centro da superfície oclusal;
- c) a técnica II com vibração mostrou resultados mais favoráveis em todas as regiões analisadas;
- d) a espessura da película não se apresentou uniforme no plano longitudinal vestibulo-lingual, mostrando-se decrescente em relação às médias das espessuras de película das regiões do centro da superfície oclusal para a região do término cervical;
- e) houve completo escoamento do cimento em toda a superfície interna das coroas analisadas.

Campagni et al.¹¹ (1986) observam discrepâncias verticais em coroas metálicas com ou sem sulcos para inserção, cimentadas com

cimento fosfato de zinco Fleck's Extraordinary (Mizzi Inc. Clifton Forge, Va.).

O assentamento das coroas totais metálicas foi feito sob carga de 40 libras (aproximadamente 18,44 kg) por 10 min. Após a remoção da carga, o conjunto dente preparado-coroa foi colocado num comparador vertical, que era travado na marca zero.

A cimentação foi executada sob carga de 40 libras, mantida por 10 min; os corpos-de-prova foram colocados novamente no aparelho para mensuração, e a diferença das medidas foi registrada.

As discrepâncias verticais tanto para os preparos com sulcos como para aqueles que não apresentavam sulcos de inserção ficaram acima de 150 micrometros.

Em 1986, Tjan & Sarkissian⁷⁷ fizeram um estudo comparativo da discrepância vertical e retenção de coroas totais fundidas em ligas áuricas, para dentes molares humanos preparados.

A medida inicial sem cimento foi obtida sob uma carga de 12 libras (5,4332 kg). As coroas mantidas sob essa pressão foram seladas com cera pegajosa em bastão, inicialmente liquëfeita e colcada sobre as bordas marginais externas da coroa e do dente preparado. Após o endurecimento da cera, removia-se a carga e executavam-se as

mensurações em um micrômetro comparador vertical. Os conjuntos foram cimentados com ionômero de vidro Ketac-Cem (Espe, Seefeld, Oberbay West Germany), com o fosfato de zinco Fleck's (Mizzy Inc Clifton Forge, Va.). Após as análises, concluíram: com ionômero, o assentamento das coroas é melhor do que com fosfato de zinco (111,8 e 135 micrometros de discrepância vertical aproximadamente).

Scrabeck et al.⁶⁹ (1987) descrevem um método clínico desenvolvido *in vitro*, para evitar inclinação e melhorar o assentamento durante as cimentações das próteses fixas. Criaram também um index em godiva para que os pacientes pudessem ocluir sempre na mesma posição. Esta situação era mantida por 4 min. Justificavam a necessidade deste dispositivo para evitar o *rebound effect* e manter a prótese em posição, sem inclinação.

Em 1988, Rosenstiel & Gegauff⁶⁵ mediram o efeito de forças dinâmicas e estáticas durante a cimentação, verificando a retenção e o assentamento de coroas totais confeccionadas em dentes humanos extraídos. Sob a influência de uma carga estática, as coroas apresentaram falhas no assentamento da ordem de 203 micrometros (em média). Sob a influência de uma carga dinâmica, as coroas assentaram 14 micrometros (em média), além do ponto de medida da

pré-cimentação. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes na retenção das coroas cimentadas com os dois métodos.

Em 1989, Utz et al.⁸² avaliaram as discrepâncias cervicais e a adaptação marginal de coroas totais fundidas em correlação com o agente cimentante utilizado. Os autores prepararam 75 dentes extraídos com término do preparo em chanfro e 12° de ângulo de convergência das paredes axiais. Os defeitos marginais foram medidos em 4 pontos sobre cada dente, tendo sido usado um microscópio óptico antes e depois da cimentação com três agentes cimentantes. Antes da cimentação, os valores médios e desvio padrão das discrepâncias cervicais foram 105 ± 43 micrometros. As coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Harvard) apresentaram defeitos marginais de 142 ± 33 micrometros; aquelas cimentadas com cimento de ionômero de vidro Fuji tipo I apresentaram 159 ± 20 micrometros, e as coroas cimentadas com Ketac-Cem apresentaram 127 ± 6 micrometros. Após os procedimentos de ciclagem térmica, os autores verificaram que os melhores resultados, com relação à capacidade de selamento desses cimentos, foram obtidos com o cimento de fosfato de zinco.

Em 1989, Gegauff & Rosenstiel²⁸ utilizaram o cimento fosfato de zinco Fleck's Extraordinary (Mizzy Inc Clifton Forge, Va.), para a cimentação de coroas sobre dentes molares preparados para recebê-las. Para as medidas iniciais, usaram pressão dinâmica de 49 N, e, sem o emprego do cimento, mantiveram este conjunto de corpos-de-prova travado com elásticos ortodônticos que os pressionavam com uma pressão inferior a 49 N. Os valores obtidos eram subtraídos das medidas finais executadas após a presa do cimento sob pressão de 49N.

Os dados obtidos das médias das discrepâncias verticais foram negativos.

Em 1990, Wilson et al.⁹⁰ avaliaram a deformação das coroas durante a cimentação. Os efeitos da espessura da coroa, viscosidade do cimento, alívio na coroa e espaço para moldagem foram observados. O cimento utilizado para cimentação foi o cimento de fosfato de zinco (Fleck's Zinc Cement, Mizzy, Clifton Forge, Va.).

Os autores concluíram que:

- a) a deformação da coroa ocorreu em extensão mensurável durante a cimentação, alterou-se com o aumento da

viscosidade do agente cimentante e foi maior nas coroas com pouca espessura;

- b) o tempo de assentamento aumentou com a viscosidade do agente cimentante;
- c) o alívio na coroa diminuiu sua deformação durante o assentamento;
- d) o espaço na moldagem reduziu o tempo de assentamento das coroas, mas não diminuiu a deformação delas;
- e) há um risco maior de que as porcelanas das coroas metalocerâmicas ou totalmente cerâmicas se fraturem durante a cimentação, e que a tensão residual observada possa ser um fator de fratura posterior;
- f) a flexão da coroa pode ser um fator a mais no assentamento completo das coroas totais.

Em 1992, Wang et al.⁸³ observaram os efeitos do emprego de um espaçador, da força para assentamento, formato marginal, materiais e tipos de cimentos utilizados na cimentação de coroas. Foram utilizados dois suportes confeccionados em aço inoxidável: um com término em ombro reto de 1mm, e o outro com término em ombro e bisel de 65°. Dez suportes em gesso pedra foram

reproduzidos de cada suporte metálico e a metade deles foi coberta com quatro camadas do espaçador. As coroas foram enceradas sobre os suportes e fundidas em liga não preciosa. O assentamento das coroas foi medido com um micrômetro antes e depois da cimentação. Os cimentos utilizados foram fosfato de zinco (Fleck's, Mizzi Inc., Clifton Forge Va.) e ionômero de vidro (Ketac-Cem, Premier, Pa.), assentados com forças de 5 a 30 libras. Os testes de ANOVA e Newman-Kells revelaram que o uso de um espaçador, uma força de 30 libras e o emprego do cimento de ionômero de vidro melhoraram significativamente o assentamento das coroas. O preparo com bisel foi melhor que o preparo em ombro sem bisel quanto ao assentamento das coroas.

Byrne⁹ (1992), preocupado com a discrepância vertical de coroas cimentadas, estudou-as em dentes confeccionados em resina epóxica. Empregou, para cimentação, Mission White (Vivadent, Schaan, Liechtenstein), que é um cimento de fosfato de zinco.

A cimentação foi feita com pressão digital por 2 min e em seguida por uma carga estática de 5 kg durante 8 min. Para observação as coroas foram seccionadas e os desajustes marginais obtidos foram sempre inferiores a 25 micrometros.

White & Kipnis⁸⁵ (1993) buscaram um método de investigação de assentamento de coroas metálicas logo após a fundição, em seguida à usinagem, quando usaram silicona para evidenciar os contatos internos, e brocas esféricas para removê-los. Pelo mesmo método que é tridimensional, verificaram o assentamento antes e imediatamente depois da cimentação. O experimento foi feito com Thin Film Cement ou Tenure (Dent Mat, Santa Maria C.A.), Panavia Ex (Kuraray, Okayama, Japan), Fleck's (Mizzi Inc Clifton Forge, Va.), Durelon e Keta-Cem (Espe, Seefeld, Oberbay, West Germany). O primeiro e o segundo cimentos são resinosos; o terceiro, de fosfato de zinco; o quarto, de policarboxilato e o quinto, cimento ionomérico.

As coroas metálicas foram travadas com elástico e sem cimento aos dentes preparados e foram submetidas a uma carga vertical de 49N. Mediram-se discrepâncias verticais e, em consequência, obtiveram-se dados relativos à inclinação delas.

Os resultados indicaram que a abertura marginal e a inclinação das coroas ocorriam em ordem crescente quando se usavam os cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro, policarboxilato de zinco, e finalmente os resinosos Tenure e Panavia.

Concluíram que as inclinações das coroas são maiores quando há o uso de cimentos resinosos, embora todos os cimentos possam a provocar inclinação das coroas durante a cimentação.

Em 1994, Wilson⁸⁹ estudou o efeito do assentamento demorado de uma coroa sobre um suporte utilizando cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro em cápsulas. O espaço entre a coroa e o suporte variou até 60 micrometros, e o início do assentamento ocorreu de 30 a 210 seg após o término da manipulação. O cimento de fosfato de zinco causou discrepâncias de assentamento gradualmente maiores com o tempo, mas sempre que 45 micrometros de espaço estavam presentes, a coroa pode ser bem assentada em até 3 min após a manipulação. Isso demonstrou que esse cimento é particularmente aceitável para a cimentação de incrustação. O cimento de ionômero de vidro causou discrepâncias de assentamento menores se comparadas ao cimento de fosfato de zinco, onde 45 micrometros de espaço estavam presentes, mas mostrou resultados inferiores quando o assentamento demorou mais de 3 min. Os cimentos em cápsula apresentaram-se prontos para uso, mas o autor recomendou que se ocorrer uma demora no assentamento, uma nova mistura de cimento deve ser preparada na tentativa de completar a cimentação. Essa

manobra é melhor e mais segura do que promover o assentamento com cimento endurecido.

Rocha⁶¹ (1977) relata que deformações permanentes sempre foram encontradas nas coroas de aço inoxidável ou em ouro Tipo III, com acabamentos cervicais biselados ou em gume de faca, onde foram empregadas, nas cimentações, cargas estáticas a partir de 6 kg e dinâmicas a partir de 5 kg. Estas cargas foram empregadas com a finalidade de obter-se um melhor assentamento das coroas, tanto nos troquéis de aço como em dentes humanos preparados.

Essas mensurações foram feitas num projetor de perfil Carl Zeiss com resolução de 0,0001 mm e com ampliação da imagem.

Para que se repetissem as aferições, observou que as medidas iniciais sem cimento entre a coroa e o modelo-padrão só permaneceram iguais e constantes quando as mensurações foram executadas com as coroas fixadas aos modelos, desde o momento da aplicação da carga.

Relata que quando isso não ocorria, sempre existia uma discrepância nas medidas iniciais que variaram de 8,2 micrometros a 39,2 micrometros, medidas estas que estavam na dependência do emprego ou não do alívio interno, e do tipo de término cervical.

Em 1997, Figueiredo²² analisou as discrepâncias de assentamento ocorridas em coroas totais metálicas, com e sem alívio interno, variando-se os términos cervicais e os agentes cimentantes.

Registrou as discrepâncias verticais médias ocorridas em coroas totais aliviadas ou não internamente, variando os términos cervicais dos preparos em: chanfro; linha zero ou lâmina de faca; plano inclinado em 135^0 ; ombro reto ou degrau de 90^0 e ombro reto com bisel de 45^0 . Empregou ainda, como variável do trabalho, três cimentos temporários: Temp-Bond, Temp-Bond NE (Kerr Manufacturing Co., Bufalo U.S.A.) e Provy (Herpo, Rio de Janeiro, Brasil) além de um cimento definitivo fosfato de zinco (S.S. White, Brasil).

Por meio de metodologia original, promoveu a mensuração das discrepâncias de assentamento nos corpos-de-prova e concluiu:

- a) independentemente do tipo de cimento e término cervical, o alívio interno promove melhor assentamento e menor discrepância;
- b) o término em lâmina de faca, seguido pelo plano inclinado, chanfro, ombro biselado e ombro reto, foi o que apresentou

menor discrepância, independentemente do cimento empregado;

- c) quando empregou alívio interno, os terminos cervicais em chanfro, plano inclinado e lâmina de faca oferecerão melhor assentamento que as terminações em ombro biselado ou ombro puro 90⁰;
- d) o Temp-Bond NE apresentou menor discrepância marginal, seguida em ordem crescente pelo Temp-Bond, Provy e fosfato de zinco, sem considerar-se o tipo de término cervical do modelo-padrão.

Rocha⁶² (1997) analisou as discrepâncias verticais após o assentamento de coroas totais metálicas cimentadas com três tipos de cimentos temporários: Nogenol, Temp-Bond N.E.; Lee Smith Temporary Cement e um cimento definitivo, o fosfato de zinco Lee Smith Zinc Cement. Avaliou também os terminos cervicais dos preparos, a saber: chanfro, gume de faca, ombro inclinado em 135⁰, ombro reto com bisel de 45⁰ e ombro reto. Considerou a presença de alívio interno ou não nas cápsulas metálicas. Para essas mensurações foi desenvolvida uma metodologia original.

O autor concluiu:

- a) sempre existiram discrepâncias verticais, positivas após o assentamento das coroas cimentadas. Essas discrepâncias da menor para a maior foram obtidas com os cimentos: Nogenol, Temp-Bond N.E., Lee Smith Temporary Cement e Lee Smith Zinc Cement;
- b) sempre houve um melhor assentamento com coroas aliviadas internamente;
- c) as coroas cimentadas a modelos-padrão que apresentaram maiores discrepâncias foram as com ombro reto, seguidas por aquelas com acabamento cervical em ombro reto com bisel de 45^0 ;
- d) coroas com término cervical em chanfro, ombro inclinado 135^0 , e gume de faca tiveram um comportamento semelhante, no que diz respeito às discrepâncias verticais médias, sempre as menores ocorridas após a cimentação.

Pegoraro et al.⁵⁷ (1998), após ressaltarem as vantagens e desvantagens dos cimentos fosfato de zinco, ionoméricos e resinosos para as cimentações definitivas, não consideram os problemas de assentamento marginal. Ressaltam as propriedades dos três cimentos, as propriedades mecânicas e a compatibilidade biológica deles.

Recomendam que se conheçam bem suas propriedades e indicações e que se indique o melhor. Levam em consideração o domínio do operador em relação aos cimentos utilizados, quando dos procedimentos de uma cimentação definitiva.

2.3.2 Cimento de policarboxilato

Reisbick⁵⁹ (1981) avaliou dois cimentos de ionômero de vidro Tipo I (Chembond e Fuji Tipo I, G. C. Co, Tokyo, Japan), um cimento de fosfato de zinco (Tenacin, L. D. Caulk Co.) e um cimento de policarboxilato (Durelon, Premier Dental, Philadelphia, Pa.), quanto ao tempo de endurecimento, consistência, espessura de película e manipulação.

O tempo de endurecimento foi aparentemente igual para o Tenacin (10,7 min) e Chembond (9,3 min). Para o Durelon (6,3 min) e Fuji Tipo I (5,8 min), esse tempo foi aproximadamente o mesmo.

Quanto à consistência, as características insatisfatórias de escoamento do cimento Fuji Tipo I impediram que sua consistência fosse avaliada. Os valores para os outros cimentos foram: Chembond (19 mm), Durelon (21 mm) e Tenacin (26,6 mm).

Quanto à espessura, o Chembond apresentou a menor espessura de película nas superfícies oclusal, axial e gengival, seguido pelo Tenacin e Durelon. O cimento Fuji Tipo I apresentou os piores resultados quanto à espessura de película.

O autor verificou que as propriedades físicas e a qualidade de trabalho obtidas com o Chembond foram satisfatórias, mas seriam necessárias avaliações clínicas de longa duração para determinar se esse cimento será tão durável quanto o cimento de fosfato de zinco.

Radke et al.⁵⁸ (1988) avaliaram a retenção de pinos metálicos cimentados com vários agentes de cimentação: cimento fosfato de zinco (Flecks, Mizzy), ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE Premier), policarboxilato (Tylok-Plus, L.D. Caulk) e resina composta (Dent-Mat). Usando dentes humanos extraídos, embutidos em resina epóxica, pinos foram cimentados com os variados cimentos, manipulados de acordo com as especificações dos fabricantes, e testados em máquina Instron Universal. Os resultados mostraram-se superiores para o cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro e inferiores para o cimento de policarboxilato e resina composta.

Em 1988, Omar⁵³ avaliou a retenção de coroas totais cimentadas com vários tipos de agentes cimentantes: ionômero de vidro

(Chembond – A. D. International; Fuji Type I – G.C. Dental Industrial Corp.; e Ketac-Cem/ESPE), policarboxilato de zinco (Durelon – ESPE) e cimento fosfato de zinco (Tenacin – L. D. Caulk, Co.). Preparos para coroas totais foram confeccionados em pré-molares extraídos, com inclinação de 5° com brocas cônicas. O diâmetro e a altura do remanescente dental foram padronizados em 5 mm. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram estocados em umidade relativa 100% a 37°C por 10 min e submetidos aos testes de tração a uma velocidade de 15 mm/min. Os resultados permitiram as conclusões de que: a metodologia empregada no estudo foi confiável para os testes de retenção; os cimentos de ionômero Chembond, Fuji Type I e Ketac-Cem ofereceram resultados superiores ao cimento fosfato de zinco e policarboxilato na propriedade de retenção das coroas. O policarboxilato ofereceu melhores resultados que o cimento fosfato de zinco; mais pesquisas são necessárias para avaliar o papel da adesão na retenção das coroas.

White et al.⁸⁸ (1992) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a microinfiltração de agentes cimentantes convencionais e atuais. Foram realizados preparos padronizados em 42 pré-molares humanos extraídos. Na margem vestibular e lingual, o término correspondia a

um chanfro em esmalte, e nas margens mesial e distal, o término localizava-se em dentina e cimento. Coroas em liga Rexillum III foram então cimentadas com vários agentes de cimentação, formando seis diferentes grupos: a) policarboxilato (Durelon-ESPE); b) fosfato de zinco (Flecks-Mizzy); c) ionômero de vidro (Ketac-Cem ESPE); d) Den-Mat Thin Film cement (Den-Mat Corp.); e) Panavia Ex (Kuraray,Co.); f) Den-Mat Thin Film com Tenure (Den-Mat Corp.). Os resultados mostraram que o Den-Mat Thin Film com Tenure foi o mais resistente à microinfiltração, seguido pelo Panavia Ex, ionômero de vidro, Thin Film, fosfato de zinco e policarboxilato. A microinfiltração ocorreu predominantemente na interface dente/cimento, indicando a vulnerabilidade desta área.

White & Kipnis⁸⁴ (1993) realizaram um estudo para determinar o efeito de um novo agente de cimentação adesivo sobre a adaptação marginal das restaurações fundidas. Foram realizados preparos padronizados para coroa total em 35 pré-molares humanos extraídos. Os preparos foram moldados e sobre os modelos foram confeccionadas coroas totais fundidas com uma liga metálica (Rexillum III, Jeneric/ Pentron Inc., Wallingford, Conn.). As fundições foram colocadas em seus respectivos dentes e a extensão da

fenda (abertura) marginal foi registrada. Os dentes, juntamente com as coroas, foram distribuídos em grupos de acordo com o agente cimentante: cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE, GmbH) (GI), cimento de poliacarboxilato (Durelon, ESPE, GmbH) (PC), resina composta de micropartículas Bis-GMA com adesivo dentinário NPG-GMA/ PMDM (Thin Film Cement com Tenure, Dent-Mat Corp., Santa Maria, Calif.) (GMA + NPG), resina composta de micropartículas Bis-GMA / éster fosfato (Panavia Ex, Kuraray, Osaka, Japan) (GMA/ PE) e cimento de fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy Inc., Cherry Hill, N.J.) (ZP). As coroas foram cimentadas e as fendas (aberturas) marginais foram novamente registradas. A análise estatística dos resultados revelou que os grupos se mostraram semelhantes antes da cimentação ($p = 0,35$) e diferentes após a cimentação ($p < 0,001$). O teste de comparações múltiplas de Tukey identificou grupos semelhantes estatisticamente, mas que se apresentavam diferentes dos outros grupos. A classificação dos grupos (dos menores para os maiores valores), quanto à fenda marginal, foi a seguinte: cimento de ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco, cimento de poliacarboxilato e os cimentos resinosos (GMA/ PE, GMA

+ NPG). Os cimentos resinosos mostraram a maior desadaptação marginal, quando comparados aos outros agentes cimentantes.

White & Kipnis⁸⁵ (1993) investigaram a natureza tridimensional da adaptação inicial de coroas e os efeitos do assentamento após a cimentação. Preparos com convergência de 6° foram realizados em pré-molares extraídos por meio de brocas diamantadas e carbide para acabamento. A moldagem e os modelos foram obtidos e sobre estes, coroas foram fundidas com a liga Rexillum III (Jeneric/Pentron). As coroas fundidas foram colocadas sobre os seus respectivos dentes e feitas as mensurações. A seguir, um ajuste foi realizado usando pontas siliconadas, e novas mensurações foram feitas. A cimentação deu-se por meio de vários agentes cimentantes: cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem/ ESPE); cimento de policarboxilato (Durelon/ESPE); cimento fosfato de zinco (Flecks/Keystone); Thin Film Cement com Tenure (Den-Mat Corp.) e Panavia Ex (Kuraray,Co.). Uma condição relativa capaz de descrever a inclinação tridimensional das coroas foi definida. Esta inclinação foi afetada pela adaptação inicial, ajuste interno e cimentação. Concluíram os autores que o ajuste com silicone tende a verticalizar as coroas e a cimentação tende a incliná-las. Os

cimentos resinosos inclinam significativamente mais do que o ionômero, fosfato de zinco ou policarboxilato.

Strutz et al.⁷⁸ (1994) investigaram o efeito das interações físico-químicas de superfície entre o metal das fundições e o agente cimentante sobre a espessura de película de vários agentes cimentantes. O grupo controle de agentes cimentantes foi colocado entre duas placas de vidro. O grupo experimental de agentes cimentantes foi posicionado entre placas de vidro e metal. Os materiais selecionados foram o cimento de fosfato de zinco (Fleck's Zinc Phosphate, Keystone, Cherry Hill, N.J.), cimento de policarboxilato (Durelon, ESPE), cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE), cimento híbrido de resina composta ionômero de vidro (Den-Mat, Santa Maria, CA) e cimento resinoso (Panavia Ex, Kuraray, Okayama, Japan) com uma liga áurica Tipo III, uma liga cerâmica de metal nobre (noble metal ceramic alloy) e uma liga cerâmica de metal básico (base metal ceramic alloy). Os resultados foram avaliados por análise de variância e testes de seguimento (*follow-up*). Os autores concluíram que:

- a) os efeitos do tipo de superfície metálica, tipo de cimento e suas interações estáticas afetaram significativamente a espessura de película ($p < 0,0001$);
- b) o tipo de cimento influenciou muito mais a espessura de película do que o tipo de metal;
- c) o cimento de ionômero proporcionou a mais fina espessura de película. A liga cerâmica de metal nobre proporcionou a mais fina espessura de película que os outros tipos de metal;
- d) a melhor combinação entre liga-cimento ocorreu entre o cimento de ionômero de vidro e a liga áurica Tipo III e a pior ocorreu entre a resina composta e a liga áurica Tipo III.

White et al.⁸⁷ (1994) realizaram um estudo *in vitro* para investigar a relação entre adaptação marginal e microinfiltração. Preparos com 6° de convergência foram feitos com pontas de diamante e brocas carbide para acabamento, usando pré-molares humanos intactos. Após a moldagem, os *copings* foram fundidos em liga Rexillum III (Jeneric/Pentron) e colocados sobre os preparos para mensuração da abertura marginal entre a margem do preparo e o término da fundição. As mensurações foram feitas em um microscópio metalúrgico com 500x de aumento (BHMJ, Olympius Optical Co.), e

um micrômetro digital (Mitutoyo Mfg Co. Ltda.). Os *copings* foram então cimentados por meio de uma máquina padronizada, com o uso de: cimento de ionômero de vidro-GI (Ketac-Cem/ESPE); cimento de poliacabrilato-PC (Durelon/ESPE); fosfato de zinco-ZP (Flecks/Keystone); Thin Film Cement com Tenure (Den-Mat Corp.); Panavia Ex (Kuraray, Co.). Após estocagem em água destilada 37⁰ C, a fenda marginal foi remensurada. Na seqüência, foram realizados a termociclagem (50⁰C/ 1500 ciclos), o tratamento com nitrato de prata e a avaliação da microinfiltração. Contudo, nenhuma correlação entre a adaptação marginal e a microinfiltração foi estabelecida. Uma complexa interação entre as variáveis relatou que a restauração dental, o agente de cimentação e a estrutura dental provavelmente influenciam a microinfiltração.

Pegoraro⁵⁷ (1998), no capítulo de cimentação temporária e definitiva em prótese fixa, descreve as técnicas de cimentação definitiva com fosfato de zinco e cimentos ionoméricos, estabelece um paralelo entre ambos, ressalta as vantagens e desvantagens de cada agente cimentante. Valoriza os cimentos ionoméricos, mas não comenta sobre a justeza de adaptação marginal.

2.3.3 Cimento de ionômero de vidro

McComb⁴⁶ (1982) afirma que a resistência à compressão e à tração do ionômero de vidro são maiores que a do cimento de fosfato de zinco.

Smith⁷³ (1983) comprova que os agentes cimentantes de ionômero de vidro têm propriedades de escoamento e espessura de película semelhante à do cimento de fosfato de zinco. Entretanto, esses materiais apresentam algumas desvantagens, tais como presa inicial lenta e radiolucidez, e desencadeiam uma sensibilidade potencial do dente.

Myers et al.⁵¹ (1983) afirmam que, quando usados apropriadamente e cobertos com uma camada de verniz à prova d'água, os ionômeros de vidro são altamente resistentes à infiltração marginal. Se manipulados incorretamente, eles são altamente solúveis e suscetíveis de infiltração marginal.

McLean & Wilson⁴⁹ (1984) relatam que uma pequena quantidade do cimento de ionômero de vidro, colocado entre duas placas de vidro sob uma carga de 15 kg, apresenta, após a presa, uma espessura de 20 micrometros.

Utz et al.⁸² (1989) avaliaram as discrepâncias cervicais e a adaptação marginal de coroas totais fundidas, em correlação com o agente cimentante utilizado. Os autores prepararam 75 dentes extraídos com término do preparo em chanfro e 12^0 de ângulo de convergência. Os defeitos marginais foram medidos em quatro pontos sobre cada dente, usando-se um microscópio óptico antes e depois da cimentação com três agentes cimentantes. Antes da cimentação, os valores médios e desvio padrão das discrepâncias cervicais foram 105 ± 43 micrometros. As coroas cimentadas com cimento de oxifosfato de zinco (Harvard) apresentaram defeitos marginais de 142 ± 33 micrometros, aquelas cimentadas com cimento de ionômero de vidro Fuji Tipo I apresentaram 159 ± 20 micrometros e as coroas cimentadas com Keta-Cem apresentaram 127 ± 6 micrometros. Após os procedimentos de ciclagem térmica, os autores verificaram que os melhores resultados, com relação à capacidade de selamento desses cimentos, foram obtidos com o cimento de oxifosfato de zinco.

Sato⁶⁷ (1989) fez um estudo para avaliar a influência de vários cimentos dentais na desadaptação das coroas durante a cimentação. O autor propôs-se a esclarecer a relação entre a viscosidade dos cimentos e a extensão da elevação das coroas, bem como estudar os efeitos do

espaço criado entre o retentor e a coroa após a cimentação, avaliando o comportamento dos cimentos.

Os cimentos empregados nesse estudo foram o cimento Elite 100 (cimento de fosfato de zinco), Super Bond C&B e Chemiace (cimentos resinosos contendo 4-META) e Panavia Ex (cimento esterfosfórico). A viscosidade dos cimentos foi medida num aparelho especial (MR-3 Soliquidmeter) e o desajuste das coroas foi avaliado por um microscópio comparador (Measurescope Modelo II, Nidon).

O autor concluiu que:

- a) o cimento Elite 100 mostrou o mais alto coeficiente de escoamento inicial, seguido pelo Super Bond C&B, Chemiace e Panavia Ex. A análise estatística revelou diferenças significantes entre os cimentos;
- b) do ponto de vista clínico, o Super Bond C&B e o Elite 100 possuem um tempo de trabalho muito limitado, enquanto o Panavia Ex e o Chemiace possuem um tempo de trabalho relativamente longo;
- c) a desadaptação das coroas após a cimentação foi, em média, 334 micrometros sendo 100 micrometros para o Elite, 281 micrometros para o Super Bond C&B, 164 micrometros para

o Chemiace e 130 micrometros para o Panavia Ex. Essas diferenças foram estatisticamente significantes;

- d) para todos os cimentos testados, com segurança de 99%, foi observada uma correlação seqüencial entre a elevação das coroas e o coeficiente de viscosidade (escoamento).

Shortall et al.⁷² (1989) realizaram uma investigação *in vitro*, para avaliar o selamento marginal de um sistema de coroas cerâmicas com três sistemas de adesivos para cimentação: um cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem/ESPE) – grupo A; e dois cimentos resinosos, o Conclude (3M Dental Products) – grupo B e o Panavia Ex (Kuraray, Co.) – grupo C. As amostras do grupo B receberam um pré-tratamento dentinário com Gluma (Bayer) e Clearfil New Bond (Cavex) e um tratamento da cerâmica com Scotchprime cerâmico (3M Dental Products). Após a termociclagem (15⁰; 37⁰; 45⁰/ 150 ciclos) e uma imersão em nitrato de prata, a microinfiltração foi avaliada usando-se um microscópio digital. Os resultados permitiram aos autores concluir que a menor microinfiltração foi observada no grupo que recebeu o pré-tratamento específico para a dentina e para a cerâmica.

Tjan et al.⁷⁹ (1991) compararam a infiltração marginal de coroas totais fundidas em ouro e cimentadas com cimento de ionômero de vidro (Fuji Tipo I, G.C. International Corp. Scottsdale, Ariz.) e cimento de fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy, Clifton Forge, Va.). Foram utilizados quarenta pré-molares superiores humanos extraídos, os quais foram incluídos em blocos de resina e preparados para coroa total. Os preparos tiveram paredes paralelas e término em chanfro. Os dentes foram divididos em quatro grupos de dez da seguinte forma:

- a) coroas cimentadas sobre os preparos com cimento de fosfato de zinco e servindo com controle;
- b) coroas cimentadas sobre os preparos com cimento de ionômero de vidro;
- c) coroas cimentadas sobre os preparos com cimento de ionômero de vidro após condicionamento com ácido poliacrílico por 10 seg e lavagem em água;
- d) coroas cimentadas sobre os preparos que receberam polimento e condicionamento com ácido poliacrílico. Após polimento e condicionamento, os preparos foram lavados em água.

Os autores verificaram que as coroas cimentadas com cimento de ionômero de vidro apresentavam menor infiltração marginal do que aquelas cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A extensão da microinfiltração não foi substancialmente diferente entre coroas cimentadas sobre preparos que receberam polimento e condicionamento ácido.

Gorodovsky & Zidan²⁹ (1992) realizaram um estudo da resistência retentiva, desintegração e qualidade marginal de diferentes agentes cimentantes. Neste estudo foram utilizadas coroas totais de cinco diferentes métodos de cimentação. As coroas foram confeccionadas com dimensões padronizadas, a partir do preparo de molares humanos, com uma liga nobre de ouro, e cimentadas com: cimento fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy, Clifton Forge, Va.); cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem/ESPE); cimento resinoso (Comspam/Caulk-Dentsply); cimento resinoso adesivo (Super Bond C&B/Sun Medical); e um agente adesivo dentinário (Prisma Bond/Caul-Dentsply). A retenção foi medida por testes de tração em máquina MTS. A desintegração foi medida de acordo com a especificação nº 8 da ADA e a qualidade marginal foi avaliada em M.E.V. Concluíram os autores, a partir dos resultados, obtidos que

houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos quanto à retenção das coroas. O cimento fosfato de zinco e o cimento de ionômero vítreo apresentaram as menores médias de resistência, seguidos em ordem crescente de valores pelos cimentos resinoso/adesivo e cimento resinoso, e adesivo dentinário (65% mais resistente que os anteriores). A M.E.V. revelou que a qualidade marginal da margem com os cimentos resinosos permaneceu quase inalterada; o cimento fosfato sujeito à desintegração e o cimento de ionômero vítreo foram os que apresentaram o pior resultado quanto à integridade marginal.

Segundo Garone et al.²⁶ (1992), agentes de cimentação adesivos sempre foram o grande sonho da odontologia, pois com eles se eliminariam a infiltração marginal e a recidiva de cárie. No entanto, mesmo sem possuírem adesividade, os cimentos de fosfato de zinco são excelentes agentes cimentantes e têm sido usados em larga escala, principalmente pelo fato de serem materiais poucos críticos.

White et al.⁸⁸ (1992) relatam que a espessura de película dos agentes cimentantes de ionômero de vidro tem sido comparada com aquelas dos fosfatos de zinco. Entretanto, os autores fazem uma

ressalva dizendo ser essa espessura de película medida de acordo com as normas da American Dental Association (ADA).

Curtis et al.¹⁶ (1993) fizeram um estudo para avaliar a erosão precoce do cimento de ionômero de vidro utilizado para cimentar coroas totais, observando a degradação marginal e comparando os resultados obtidos com o cimento de fosfato de zinco. Foram preparados 50 molares inferiores humanos extraídos e armazenados em saliva artificial. O término dos preparos foi realizado em chanfro, tendo as margens em esmalte ou cimento. Sobre os preparos foram confeccionadas coroas totais metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem Maxicaps, ESPE – Premier) ou com cimento de fosfato de zinco (Mission, Mission Dental, Tinton Falls, NJ).

Na avaliação dos resultados foram observadas a localização das margens (em esmalte ou cimento), as fendas marginais ($> 100\mu\text{m}$ ou $< 100\mu\text{m}$), a presença de erosão e a profundidade da erosão ($> 200\mu\text{m}$ ou $< 200\mu\text{m}$). Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística no nível de significância de $p < 0,02$.

Os autores concluíram que:

- a) o cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem) deve ser protegido da umidade por aproximadamente 10 min após o início da manipulação. O excesso de cimento presente nas margens da coroa deve ser mantido intacto até o endurecimento final do cimento;
- b) não é necessária a aplicação da resina ou verniz sobre o cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem após a remoção dos excessos do cimento);
- c) o cimento de fosfato de zinco é vulnerável à erosão precoce, se o controle da umidade não for mantido.

Bernal et al.⁶ (1993) avaliaram o efeito do término de preparo cervical e do agente cimentante na resistência à fratura das coroas Dicor. Foram preparados 150 primeiros molares superiores extraídos em um torno para que tivessem uma forma cilíndrica padronizada. Coroas Dicor foram cimentadas sobre os preparos utilizando-se cimento de fosfato de zinco (Fleck's Mizzy Inc.), cimento de ionômero de vidro (Fuji Tipo I) e cimento resinoso (Dicor, Dentsply). As coroas foram termocicladas e submetidas a fratura para comparar o efeito dos diferentes agentes cimentantes sobre a resistência à fratura. Cinco tipos diferentes de término cervical foram realizados para

determinar se o cimento resinoso associado aos procedimentos de união poderia neutralizar o efeito negativo que certos tipos de término cervical provocam nas coroas totais cerâmicas. Quando o cimento resinoso foi usado em conjunção com restauração e tratamentos de união antes da cimentação, as coroas mostraram-se mais resistentes à fratura. Não foram observadas diferenças quanto à resistência entre os cinco diferentes tipos de término cervical quando as coroas foram cimentadas com cimento resinoso associado aos procedimentos de união.

Wilson⁸⁹ (1994) estudou o efeito do assentamento demorado de uma coroa sobre um suporte utilizando cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro em cápsulas. O espaço entre a coroa e o suporte variou até 60 micrometros, e o início do assentamento levou de 30 a 210 seg após o término da manipulação. O cimento de fosfato de zinco causou discrepâncias de assentamento gradualmente maiores com o tempo, mas sempre que 45 micrometros de espaço estavam presentes, a coroa pôde ser bem assentada em até 3 min após a manipulação. Isso demonstrou que esse cimento é particularmente aceitável para a cimentação de incrustações. O cimento de ionômero de vidro causou discrepâncias de assentamento menores comparadas

ao cimento de fosfato de zinco onde 45 micrometros de espaço estavam presentes, mas mostrou resultados inferiores quando o assentamento demorou mais do que 3 min. Os cimentos em cápsulas apresentam-se prontos para uso, mas o autor recomendou que se ocorrer uma demora no assentamento, uma nova mistura de cimento deve ser preparada na tentativa de completar a cimentação. Essa manobra é melhor e mais segura do que promover o assentamento com um cimento endurecido.

Navarro & Pascotto⁵² (1998), apesar de não abordarem especificamente a utilização do cimento de ionômero de vidro para cimentação definitiva em prótese, recomendam, baseados em diversos autores, o uso deste material. Dentre as recomendações em prótese, analisam desde um preenchimento até a cimentação de próteses parciais fixas. Comentam de uma forma bem ampla, mas não analisam a espessura deste agente cimentante, nem ressaltam a importância da adaptação marginal. Mostram sobre este assunto uma tabela publicada no The Dental Advisor (1977) segundo o qual a espessura deste agente é baixa, assim como o são o fosfato de zinco, os resinosos e o policarboxilato de zinco.

Analisa também uma tabela de avaliação dos cimentos de ionômero de vidro, também segundo The Dental Advisor (1977), onde aparece o Ketac-Cem, cimento que nós utilizamos com uma classificação clínica de 90%, comparativamente com outros cimentos ionoméricos.

2.3.4 Cimentos resinosos

Omura et al.⁵⁴ (1984) primeiramente produziram uma resina denominada de 4 Meta (mutimetacrilato) que, combinada ao TBB-O (óxido de tri-butil boreno), possuía capacidade de aderir quimicamente ao metal. Esta resina tinha inicialmente uma adesão muito forte, mas, quando armazenada em água, decrescia com o passar do tempo, desenvolvendo-se então um novo adesivo denominado de Panavia Ex. Este material é composto por uma resina do tipo BIS_GMA e um monômero de fosfato com capacidade de unir-se fortemente tanto à estrutura condicionada do esmalte, como também a algumas ligas metálicas com as superfícies previamente tratadas.

Uchiyama⁸¹ (1986) apresentou uma análise físico-química dos adesivos Super Bond C&B e Panavia Ex. Foi testada a força de união entre estes dois materiais em esmalte humano atacado com ácido,

dentina humana sem ataque e aço inoxidável jateado com óxido de alumínio. Ambos os adesivos tiveram valores de união de 101,96 a 152,95 kg/cm² para o esmalte, porém o Super Bond C&B apresentou força de união à dentina superior ao Panavia Ex (101,96 contra 50,98 kg/cm²). Para avaliar o efeito da mastigação sobre as restaurações, desenvolveu-se uma metodologia onde discos de aço jateados foram cimentados ao esmalte humano atacado, mantido em água a 37°C. Após este procedimento, eram submetidas a uma carga intermitente de 20N (2.03 kg/f) perpendicular ao seu longo eixo de ciclos de mais de 10.000 vezes por 0,3 seg cada. Foi então comparada sua resistência ao cisalhamento com grupos que não sofreram o ciclo de carga. A diminuição na força de união, devido à carga intermitente, foi de 10 a 20%, o que foi menos que o esperado para ambos os adesivos. O selamento marginal dos dois adesivos foi testado confeccionando-se coroas em liga de Au-Ag-Pd, com a margem colocada em esmalte e dentina de dentes humanos extraídos. Os espécimes foram submetidos a ciclagens térmicas de 1.000 vezes a 4°C e 60°C, e então mergulhados em solução aquosa de eritrosina 2%. Para o grupo controle, cimentado com fosfato de zinco, observou-se infiltração nas margens colocadas tanto em esmalte como em dentina. Para as resinas

Panavia Ex e Super Bond C&B, não houve infiltração em esmalte, mas ambos apresentaram leve infiltração nas margens colocadas em dentina. Para testar a retenção de coroas feitas sobre dentes preparados apenas em esmalte cimentado com Panavia Ex, preparos convencionais para coroa total foram realizados e também preparos onde as paredes axiais apresentavam apenas um terço à metade de extensão das paredes dos preparos convencionais. Todos os preparos foram feitos em pré-molares e as coroas fundidas em Au-Ag-Pd foram cimentadas com fosfato de zinco no preparo convencional e com Panavia Ex no preparo experimental, após sofrerem um processo de eletrodeposição de estanho. Os espécimes obtidos foram armazenados em água a 37°C por 24h, com ciclagem térmica de trezentas vezes a 4°C e 60°C, e os testes de resistência de união foram realizados em uma máquina de ensaios universal. Os resultados mostraram que as coroas cimentadas com fosfato de zinco foram deslocadas ao atingir uma força média de 420N (42 kg/f), enquanto as cimentadas com Panavia Ex tiveram os dentes fraturados a uma força entre 700 e 1.100N (70 a 110 kg/f).

Em 1989, Creugers et al.¹⁵ realizaram um estudo para verificar a performance clínica de próteses cimentadas com cimentos resinosos

por um período de cinco anos. Foram avaliados neste trabalho o tipo de retentor, o material de cimentação e o operador. Os materiais usados para a cimentação foram: Clearfil F (Cavex Kuraray), Silar (3M Dental Products), Conclude (3M Dental Products) e Panavia Ex (Cavex Kuraray). Os resultados permitiram aos autores concluir que o tipo de preparo e o material de cimentação interferiram na retenção das próteses, sendo os melhores resultados obtidos com o Clearfil e o Panavia Ex. Contudo, a variável operador não foi estatisticamente significativa.

Akase et al.¹ (1989) compararam a adaptação marginal e a resistência à tração de coroas totais cimentadas com dois cimentos resinosos (Panavia Ex e Super Bond C&B) e três agentes cimentantes usualmente utilizados (cimento de fosfato de zinco, cimento de policarboxilato e cimento de ionômero de vidro).

Os autores concluíram que:

- a) o Panavia Ex apresentou os melhores resultados com relação à adaptação marginal, enquanto o Super Bond C&B apresentou os piores;

- b) a resistência à tração das coroas totais cimentadas com os dois cimentos resinosos foi aproximadamente 4 a 5 vezes, maior quando comparada aos demais agentes cimentantes;
- c) os resultados mostraram que o Panavia Ex foi superior aos outros quatro agentes cimentantes, apresentando alta resistência à tração e baixa fenda (abertura) marginal na interface retentor/coróa;
- d) não houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos com relação ao término dos preparos (chanfro).

Atta et al.³ (1990) avaliaram a resistência adesiva de três cimentos adesivos quimicamente ativados quando usados para a cimentação de retentores confeccionados em níquel-cromo. Após imersão em água por seis meses ou termociclagem entre 5 e 60°C por 500 ciclos, a resistência adesiva do Panavia Ex (Kuraray Co.), Super Bond C&B (Sun Medical) e ABC cement (Vivadent) foi avaliada por meio de teste de cisalhamento. Os maiores valores de resistência adesiva foram encontrados com o Panavia Ex, e estes valores não sofreram alteração significativa frente à ciclagem térmica. Contudo, a ciclagem térmica aumentou significativamente os valores de resistência para os sistemas Super Bond C&B e ABC cement. A

imersão em água por seis meses afetou de maneira negativa a resistência do ABC cement.

Diaz-Arnold et al.¹⁸ (1991) realizaram um estudo com a finalidade de investigar o efeito da espessura do cimento na resistência adesiva de cimentações protéticas. Cilindros de uma liga metálica (Rexillum III- Jeneric Gold, Co.) foram aderidos a 120 padrões Plexiglas (Plexiforms Inc.) empregando-se o adesivo Panavia Opaco. Um micrômetro foi usado para controlar a espessura do cimento, criando seis grupos distintos com espessura de 20, 50, 80, 110, 140 e 200 micrometros, respectivamente. Os espécimes foram termociclados por 24h a temperaturas de 5 e 60°C, perfazendo um total de 1.080 ciclos, período após o qual foram estocados por trinta dias a 37°C. A resistência adesiva foi então avaliada em máquina Instron Universal, com célula de carga de 500kg, a uma velocidade de 0,5cm/min. A análise estatística revelou diferenças significantes entre as espessuras utilizadas no estudo, onde os melhores resultados ficaram para os espécimes com linha de cimento de 80 micrometros, com média de resistência adesiva de 58,7 MPa. No entanto, as falhas foram na adesão em todas as condições experimentais.

Garcia-Godoy et al.²⁵ (1991) efetuaram um estudo comparativo da resistência adesiva dos cimentos resinosos adesivos Panavia Ex (Kuraray, Co.) e Comspam Opaque (Caulk-International), com condicionamento eletrolítico ou jateamento de areia nos metais Rexillum III ou Litecast B, na união a dentes extraídos. Foram preparados sessenta corpos de prova para cada liga metálica, subdivididos em quatro grupos de 15: grupo 1- condicionamento eletrolítico-Comspam; grupo 2- jateamento-Comspam; grupo 3- condicionamento eletrolítico/Panavia; grupo 4- jateamento/Panavia. Os testes de resistência ao cisalhamento foram realizados em máquina Universal Instron (Instron Corp.), a uma velocidade de 0,5 mm/min. A análise estatística dos resultados permitiu a conclusão de que não houve diferença significativa na resistência adesiva entre o condicionamento e o jateamento para o Rexillum III com Panavia ou Comspam. Com o Litecast B, no entanto, o jateamento produziu efeito superior com o Panavia Ex (38,19 MPa jateado e 30,53 MPa condicionado), e, inversamente, o condicionamento produziu efeito superior com o Comspam (30,10 MPa condicionado e 15,40 MPa jateado). O Panavia apresentou maiores valores de resistência adesiva que o Comspam com jateamento ou condicionamento para o Rexillum

III. O tipo de tratamento do metal e o cimento resinoso influenciam grandemente a resistência adesiva das próteses.

Tjan & Li⁷⁶ (1992) avaliaram o assentamento e a retenção de coroas totais metálicas cimentadas com três diferentes tipos de cimento: o Panavia Ex (Kuraray,Co.), o cimento fosfato de zinco (Flecks-Mizzy) e o Comspam (3M). Utilizando trinta dentes pré-molares humanos extraídos de tamanho e forma previamente selecionados, foram preparadas coroas totais em ouro. Os preparos tinham distância ocluso-gengival de 5mm, uma convergência de 6° e um término em chanfro. Os dentes receberam restaurações provisórias cimentadas com cimento temporário sem eugenol e foram estocados em água 37°C. Em seguida, foi verificado o assentamento da peça metálica antes da cimentação, e vários agentes cimentantes foram avaliados quanto ao assentamento e retenção pós-cimentação. A retenção foi calculada em máquina Instron a uma velocidade de 0,1 cm/min. Os resultados mostraram que o Panavia Ex produziu os melhores valores de resistência adesiva. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o cimento fosfato de zinco e o Comspam quanto à resistência adesiva; ambos os cimentos resinosos exibiram melhora no assentamento das coroas.

Já em 1993, White & Yu⁸⁶ compararam as propriedades físicas de seis agentes cimentantes resinosos para próteses fixas, e um agente controle. Foram avaliados o conteúdo de partículas inorgânicas, a resistência à compressão, a resistência à tensão diametral, a espessura do filme de cimento e a dureza *knoop* para os cimentos: All-Bond Crown and Bridge Cement-BAB (Bisco Dental Products); Biomer-BIO (L.D.Caulk); C&B Metabond-CBM (Sun Medical); Thin Film Cement- DMT (Den-Mat Corp.); Infinity-INF (Den-Mat Corp.); Panavia Ex-PAN (Kuraray,Co.) e Ultrabond-ULB (Den-Mat Corp.). Os autores concluíram, após os testes laboratoriais e análise estatística, que o conteúdo de carga e as propriedades físicas dos agentes cimentantes variam amplamente. O maior conteúdo de carga parece estar diretamente relacionado à espessura do filme de cimento dos produtos testados. O material C&B Metabond sofreu uma considerável deformação plástica, o que levou os autores a concluir por sua não indicação como agente cimentante (visto que não está de acordo com as especificações de resistência para os agentes cimentantes). Outros materiais como o DMT, BAB e PAN, ofereceram maior espessura do que a recomendada pelas especificações dos agentes cimentantes. Um outro material (BIO)

produz um filme extremamente pequeno. O material INF demonstrou boa resistência diametral e à compressão, além de uma aceitável espessura de cimento.

Em 1994, Wu & Wilson⁹¹ realizaram um estudo para verificar o espaço ótimo requerido para dois diferentes agentes cimentantes resinosos. A discrepância no assentamento após 60 seg foi medida para determinar o espaço ótimo de cimento para o melhor assentamento frente a cada agente. O mais completo assentamento para coroas cimentadas com cimento fosfato de zinco (Phosphacap-Vivadent) foi observado com um espaço de 40 micrometros. Ambos os cimentos resinosos C&B Metabond (Sun Medical) e Panavia Ex (Kuraray,Co.) requerem um espaço ótimo de 30 micrometros para o melhor assentamento das coroas. O acréscimo do espaço morto resultou em diminuição do assentamento para todos os cimentos. Concluíram ainda os autores que ao utilizar o adequado espaço de cimento, a força aplicada para cimentação se reduz para 25 N.

Emery et al.²¹ (1997) fazem uma análise sobre o cimento resinoso mais utilizado nesta última década, ressaltam as propriedades físicas, químicas e a compatibilidade biológica deste agente de cimentação e com o avanço dos materiais restauradores.

Com o aperfeiçoamento dos materiais restauradores, particularmente os agentes adesivos que obtêm um melhor relacionamento entre dente e metal, foi criado o cimento resinoso Panavia. Seu grande sucesso está fundamentado em suas excelentes propriedades físico-químicas, quando comparado aos agentes de cimentação existentes no mercado, sucesso este baseado nos inúmeros testes, com diferentes metais e com técnicas alternativas de retenção nesse metal. Deve ser destacado que as fraturas nesse tipo de “colagem”, quando ocorrem, são em sua maioria coesivas, enquanto nos outros cimentos acontecem fraturas adesivas. Isto evidencia ainda mais, portanto, a capacidade de união desse material tanto à estrutura dentária como a determinados metais.

Uma outra particularidade que o referido material possui é a anaerobiose; isto significa que a polimerização desse cimento só se completa quando o meio se encontra nessa situação singular que é obtida por meio do gel *oxiguard*, permitindo, dessa maneira, a remoção do excesso do material antes da aplicação do gel. Trata-se de um material de fácil manipulação, que permite um tempo de trabalho adequado. Além disso, a película de cimento formada é muito pouco solúvel nos fluidos bucais.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por objetivo avaliar os desajustes cervicais de coroas totais metálicas diante das seguintes situações:

- a) variação do término cervical do preparo;
- b) emprego ou não do alívio interno;
- c) variação do agente cimentante.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

a) cimentos:

- Panavia Ex – Dental Adhesive, Kuraray, Co, Ltd., Okayama Japan,
- Ketac-Cem, Espe, Dental - Medizin, Speefeld Germany,
- Durelon, Espe, Dental - Medizin, Speefeld Germany,
- Havard Cement, Richter & Hoffmann, Harvard Dental - Berlin Germany,
- Temp-Bond, Kerr Manufacturing Co, Romulus U.S.A.;

b) Aços Villares V- 303 com 12,70 mm de diâmetro, barras laminadas, forma arredondada;

c) bicarbonato de sódio, Drogaria São Paulo –S.P.;

d) álcool isopropílico, Farmacopéia Brasileira, fabricado por Drogasil S.A., São Paulo;

- e) removalon I Dry Pak, Premier Dental Products Norristown, PA., U.S.A.;
- f) algodão hidrófilo Brasil, Johnson & Johnson – Brasil;
- g) cera pegajosa – Moyco, U.S.A.;
- h) clorofórmio, Farmacopéia Brasileira, fabricado por Drogasil S.A., São Paulo.

4.1.1 Aparelhos e instrumentos

- a) torno mecânico Micro Nardini 500 ES, Americana, São Paulo – Brasil;
- b) aparelho para exercer carga de 5 kg, produzido no Colégio Técnico e Industrial UNESP – Câmpus de Guaratinguetá, São Paulo – Brasil;
- c) balança Sartorius, sensibilidade 0,1g;
- d) motor de baixa rotação Maxtork, Vigodent, R.J. – Brasil;
- e) termômetro com sensibilidade de $0,1^{\circ}\text{C}$ para verificação da temperatura ambiente, Japan;
- f) cronômetro Jaquet, Switzerland;
- g) balança Mettler H10w, sensibilidade 0,0001g, Switzerland;

- h) metroscópio horizontal Carl Zeiss, resolução 0,0002 mm - Jena, Germany, (Figura 1);
- i) aparelho de ensaio de tração Universal Emic (Figura 2);
- j) projetor de perfil MP 320 Carl Zeiss, Resolução de 0,001 mm, Germany (Figura 3);
- k) aparelho de ultra-som, marca LR Ultrasonic, modelo T7, S.P. – Brasil;
- l) desempenadeira 30 X 50 cm Ind. Met. Fesmo Ltda – São Paulo – Brasil;
- m) nível Stanley Y S.W. nº 38, U.S.A;
- n) lupa com aumento de 4 vezes, Lactona, U.S.A.;
- o) escova Robinson para polimento;
- p) lamparina a álcool;
- q) pinça clínica para algodão – Duflex;
- r) espátulas de aço inoxidável números: 7, 24 e 36 – Duflex;
- s) placas de vidro para espatulação de cimento, com 20 mm de espessura;
- t) seringa com graduação de 0,1 ml;
- u) pipeta com graduação de 0,1 ml;
- v) pincéis marca Tigre, tipo 308, número 2.

INSERIR PÁGINA FIGURA 1 E 2.

FIGURA 3 – Projetor de perfil MP 320 Carl Zeiss, Germany, resolução 0,001 mm.

4.1.2 Dispositivos

- a) hastes metálicas preparadas por usinagem com o intuito de serem adaptadas e encaixadas com precisão, para serem repetidos esses procedimentos;

b) três modelos-padrão, com tamanho médio da coroa de um segundo molar inferior. De acordo com a nossa proposta com cada um dos tipos das formas do término da parede gengival, esses modelos foram obtidos por usinagem em torno, ficando com as seguintes características:

- altura do preparo: 5,5 mm;
- diâmetro maior das paredes axiais: 6,4 mm;
- diâmetro maior do preparo: 8 mm;
- ângulo de convergência do preparo: 6° ;
- largura do bisel: 0,3 mm;
- largura do ombro: 0,5 mm;
- tipo de acabamento no término cervical do preparo: ombro biselado; o ombro forma um ângulo de 90° com o longo eixo das paredes axiais, e o bisel um ângulo de 45° com o ombro;
- após o término cervical, na base cilíndrica de 15 mm de altura, foram feitos dois sulcos-guias, posicionados frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula, também usinada para poder assentar-se no modelo-padrão (Figura 4).

FIGURA 4 – Modelo-padrão, com término cervical em ombro biselado – OB.

- altura do preparo 5,5 mm;
- diâmetro maior do preparo: 8 mm;
- diâmetro maior das paredes axiais: 6,4 mm;
- largura do ombro inclinado: 0,8 mm;
- ângulo de convergência do preparo: 6° ;
- tipo de acabamento do término cervical do preparo: ombro inclinado com 135° , formando um ângulo de 135° com o longo eixo das paredes axiais;
- após o término cervical, na base cilíndrica de 15 mm de altura, foram feitos dois sulcos-guias, posicionados

frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula, também usinada para poder assentar-se no modelo-padrão (Figura 5).

FIGURA 5 – Modelo-padrão, com término cervical em ombro inclinado 135° (IN).

- altura da preparo: 5,5 mm;
- diâmetro maior das paredes axiais: 6,4 mm;
- diâmetro maior do preparo: 8 mm;
- ângulo de convergência do preparo: 6° ;
- largura do término cervical do preparo: 0,8 mm;
- largura do término cervical do preparo: 0,8 mm;

- tipo de acabamento do preparo: ombro ou degrau formando com o longo eixo das paredes axiais 90^0 ;
- após o término cervical, na base cilíndrica de 15 mm de altura, foram feitos dois sulcos-guias, posicionados frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula também usinada para poder assentar-se no modelo-padrão (Figura 6).

FIGURA 6 – Modelo-padrão, com término cervical em ombro reto 90^0 (OR).

- altura de preparo: 5 mm;
- diâmetro maior do preparo: 8 mm;
- diâmetro maior das paredes axiais: 6,4 mm;
- ângulo de convergência do preparo: 6^0 ;

- largura do chanfro: 8 mm;
- tipo de acabamento do preparo: chanfro formando uma concavidade de $1,02^0$ com a parede axial;
- após o término cervical, na base cilíndrica de 15 mm de altura, foram feitos dois sulcos-guias, posicionados frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula, também usinada para poder assentar-se no modelo-padrão (Figura 7).

FIGURA 7 – Modelo-padrão, com término cervical em chanfro (CH).

- altura do preparo: 5 mm;
- diâmetro maior do preparo: 8 mm;
- ângulo de convergência do preparo: 6^0 ;
- tipo de acabamento cervical do preparo: gume de faca ou linha zero;
- após o término cervical, na base cilíndrica de 15 mm de altura, foram feitos dois sulcos-guias, posicionados frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula, também usinada para poder assentar-se no modelo-padrão (Figura 8).

FIGURA 8 – Modelo-padrão, com término cervical em gume de faca (FC).

- c) cápsulas metálicas para serem assentadas nos modelos-padrão, apresentando ou não alívio em sua superfície interna.

Quadro 1 – Abreviaturas dos termos cervicais dos preparos.

Tipo de Término Cervical	Abreviatura
Degrau de 90^0	OR
Degrau de 90^0 + Bisel de 45^0	OB
Chanfro	CH
Degrau em 135^0	IN
Lâmina de faca	FC

4.2 Métodos

4.2.1 Confecção dos corpos-de-prova

4.2.1.1 Modelos-padrão

A partir de cilindros de aço já descritos em materiais, aço Villares (V303), foram usinados os modelos-padrão utilizados no nosso experimento.

Os cilindros que apresentavam inicialmente um diâmetro de 12,70 mm e altura de 25 mm, adquiriam, após a usinagem, as medidas já descritas, variando-se os terminos cervicais dos preparos. Convém ressaltar que todos os modelos-padrão foram obtidos exatamente da mesma maneira e com o mesmo critério (Figura 9).

Em todos os modelos-padrão deixou-se, durante a usinagem, uma base mais larga oposta ao preparo coronário; nesta base foram feitas roscas internas para adaptar-se a máquina de tração (Figura 10).

FIGURA 9 – Modelos-padrão: A - CH; B - FC; C - IN; D - OB; E - OR.

FIGURA 10 – Imagem da porção interna da base dos modelos-padrão, mostrando cavidade com 7 mm de roscas.

Além desses cuidados na preparação dos modelos-padrão, fizemos um aplainamento criando uma superfície para que eles assentassem corretamente na mesa do metroscópio horizontal. Conforme já descrevemos, dois sulcos-guias foram confeccionados logo após o término cervical na base cilíndrica de 12,70 mm. Estes sulcos foram feitos frontalmente um ao outro, com o objetivo de orientar a inserção da cápsula durante o procedimento de cimentação (Figura 11).

FIGURA 11 – Modelo-padrão, evidenciando: a) sulcos-guia; b) superfície aplainada.

4.2.1.2 Cápsulas metálicas

As cápsulas metálicas simularam coroas totais, e foram obtidas também por usinagem em cilindros de aço inoxidável Villares (V-303) com 12,70 mm de diâmetro, por meio de desgastes em torno de precisão (Figura 12).

FIGURA 12 – Superfície interna das cápsulas metálicas.

Descrever as características dessas cápsulas é importante, porque elas têm que formar um corpo único com o modelo-padrão.

Na porção externa, bem no centro da cápsula, foi criada uma elevação hemisferoidal com 1 mm de diâmetro (Figura 13).

FIGURA 13 – Superfície externa das cápsulas metálicas. Observar elevação hemisferoidal no centro com 1 mm de diâmetro.

Nas paredes externas axiais, foram feitos dois sulcos guias, que com o modelo-padrão estabelecem continuidade para obtermos um travamento com as hastes metálicas. As paredes superiores possuem uma espessura de 1,5 mm.

Foram obtidas cápsulas com o mesmo tipo de acabamento cervical dos modelos-padrão. Esse acabamento era executado na

porção interna, para que houvesse assentamento perfeito entre modelo-padrão e cápsula.

Como trabalhamos também com cápsulas aliviadas internamente para buscarmos um melhor assentamento no ato da cimentação, foi confeccionado um lote de cápsulas com um desgaste interno de 30 micrometros, a uma distância de 0,5 mm do término cervical.

4.2.2 Pesagem dos corpos-de-prova

O controle sobre os corpos-de-prova, que eram reutilizados, foi realizado mediante pesagens sucessivas em uma balança analítica com nível de precisão de 0,0001g. Tanto as cápsulas (Figura 14) como os modelos-padrão (Figura 15) foram pesados um a um, separadamente, para termos a certeza de que o ato da limpeza após a cimentação não produziu nenhuma alteração nos corpos-de-prova. Caso alguma alteração fosse constatada, o corpo-de-prova era substituído por outro em perfeitas condições.

FIGURA 14 – Cápsula metálica, sendo pesada na balança Mettler.

FIGURA 15 – Modelo-padrão, sendo pesado na balança Mettler.

4.2.3 Medida inicial – conjunto modelo-padrão e cápsula metálica

Os conjuntos modelo-padrão e cápsula metálica foram submetidos a mensurações. Para obtenção dessas medidas em qualquer fase, inicial ou final, necessitamos que os corpos-de-prova fossem submetidos a uma carga de 5 kg.

Modificamos um delineador de uso odontológico, e, com esse aparelho, conseguimos padronizar a carga de 5 kg que se fazia atuar sobre os corpos-de-prova.

Esse aparelho modificado consta de:

- a) base horizontal plana em aço, assentada sobre a desempenadeira mantida sempre nivelada;
- b) haste vertical atarraxada à base, duas hastes horizontais conectadas à haste vertical, formando com ela um ângulo de 90° . Estas hastes horizontais são unidas na outra extremidade por um cilindro, a elas soldado. Este cilindro é oco e paralelo à haste vertical, e seu diâmetro interno é igual ao externo da base cilíndrica, que o atravessa e apresenta uma extremidade rosqueada ao peso e outra também rosqueada a uma cápsula que apresenta, em sua extremidade inferior plana, uma

concavidade central correspondente à calota hemisferoidal do corpo-de-prova. A finalidade dessa concavidade é não exercer nenhuma pressão diretamente sobre a calota, que, em virtude de sua pequena espessura, poderia deformar-se permanentemente quando pressionada. Os movimentos que essa haste faz, juntamente com o peso, são verticais (Figura 16).

FIGURA 16 – Aparelho para exercer carga de 5 kg – medida inicial dos corpos-de-prova.

Para os procedimentos de experimentação, fez-se inicialmente o assentamento da cápsula metálica no modelo-padrão sob pressão digital. Esta operação foi realizada seguindo-se o eixo de inserção

determinado pelas hastes metálicas, que foram previamente usinadas e presas à parte inferior do modelo-padrão com cera pegajosa, para que a inserção fosse feita sempre na mesma posição.

Essas hastes são presas com cimento temporário à base de óxido de zinco e eugenol, Temp-Bond, no modelo-padrão, que apresenta sua base inferior sobre um suporte na mesa da desempenadeira previamente nivelada. Imediatamente após este passo, com auxílio do dispositivo padronizado, submetemos o conjunto por 4 min a uma carga de 5 kg.

Com o cimento espatulado, mantendo-se ainda o conjunto cápsula metálica e modelo-padrão sob a carga, era fixada a extremidade superior da haste na canaleta da cápsula com o cimento temporário Temp-Bond.

Este corpo-de-prova, após a presa do cimento, era retirado da ação da carga, para obtenção das medidas iniciais (Figura 17).

FIGURA 17 – Corpo-de-prova, com haste metálica presa à cápsula e modelo-padrão, detalhe A – cimento.

O equipamento que utilizamos para obtenção das medidas dos corpos-de-prova, fixados com as hastes metálicas, foi o metroscópio horizontal. Os conjuntos cilindro/cápsula eram medidos antes do início das cimentações para comparação posterior.

Neste momento, a medida obtida denomina-se L_0 . Para obtermos o valor de L_0 , esses conjuntos eram medidos duas vezes, estabelecendo-se a média, não podendo a diferença máxima ultrapassar a 0,0004 mm.

O metroscópio, além de fornecer medidas precisas, garante-nos, por meio dos apalpadores que tocam em uma porção do corpo-de-

prova a calota hemisferoidal e, na outra, a sua base, procedimentos precisos, repetidos sempre da mesma forma (Figura 18).

FIGURA 18 – Corpo-de-prova – posicionado no Metroscópio, com haste metálica presa à cápsula, e modelo-padrão, evidenciando os apalpadores.

Quadro 2 – Cimentos utilizados, nomes comerciais e fabricantes:

Cimentos	Nome comercial	Fabricante
Fosfato de zinco	Harvard Cement	Harvard-Dental
Polícarboxilato de zinco	Durelon	Espe
Ionômero de vidro	Ketac-Cem	Espe
Resinoso	Panavia Ex	Kuraray

4.2.4 Procedimentos iniciais para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento de fosfato de zinco Harward, de procedência alemã

A proporção utilizada para este cimento foi de 1,3g de pó para 0,5 ml de líquido. O material foi espatulado em uma placa de vidro resfriada, mantida em geladeira e envolta em um envelope plástico. O ambiente de trabalho foi mantido com a temperatura de 20⁰C, com variação de $\pm 1^0$ C.

Todos os procedimentos que exigem cuidados e repetição foram feitos segundo um protocolo de trabalho bastante rígido, para não incorrerem em erros que pudessem alterar os resultados.

O critério de espatulação e manipulação foi o de, inicialmente, dividir o pó em quatro partes iguais. Em seguida, uma destas porções foi dividida ao meio, ou seja, um oitavo. Por fim, uma destas porções foi dividida ao meio, obtendo-se desta forma duas de 1/16.

Para a espatulação, agregava-se ao líquido a porção de 1/16 de pó, que era espatulada por 15 seg. Agregavam-se e espatulavam-se as outras porções em intervalos de tempo de 10, 15 e 30 seg até completar um total de 1 min e 30 seg. Esta espatulação foi feita com espátula de aço inoxidável número 24.

4.2.5 Procedimentos iniciais para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento de Policarboxilato de zinco Durelon, de procedência alemã

Aplicamos todo o critério descrito no item 4.2.4, quanto ao controle de temperatura, tanto do ambiente como da placa de vidro.

A relação pó/líquido é próxima a 1,5g de pó para 1ml de líquido. O pó é rapidamente incorporado ao líquido e a espatulação deve ser completada entre 25 e 30 seg. Verifica-se que a viscosidade da mistura resultante é maior que a observada para o cimento fosfato de zinco.

Após criterioso processo de utilização do pó e líquido e a sua posterior espatulação, levamos com um pincel o material de cimentação no interior da coroa e aplicamos o protocolo descrito no item 4.2.8. Enfim, procuramos repetir os procedimentos com absoluto cuidado para não obtermos erros no final.

4.2.6 Procedimentos para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento ionômero de vidro Ketac-Cem, de procedência alemã

A proporção especificada pelo fabricante de 3.4 g de pó para 1 ml de líquido foi obedecida. Agregamos o pó ao líquido e a espatulação foi executada em placa de vidro com os critérios já descritos, por 30 segundos.

Após a espatulação, o cimento foi imediatamente pincelado no interior da cápsula e em seguida posicionado no modelo-padrão, com os cuidados recomendados no item 4.2.9.

4.2.7 Procedimentos iniciais para a cimentação das cápsulas metálicas com o cimento resinoso Panavia Ex, de procedência japonesa

Para utilização deste cimento, seguimos rigorosamente as especificações do fabricante quanto à proporção pó-líquido e os critérios de manipulação.

Utilizamos espátulas plásticas e pincéis para colocar o cimento no interior das cápsulas, observando o protocolo descrito no item a seguir.

4.2.8 Fixação das hastes metálicas com o cimento Temp-Bond – Kerr, de procedência norte-americana

Este cimento temporário à base de óxido de zinco eugenol foi utilizado para que pudéssemos, durante os procedimentos de medição, manter fixas as hastes metálicas.

Os procedimentos para utilização deste material são os especificados pelo fabricante. Utilizamos proporções iguais às pastas base e catalisadora e espatulamos sobre o papel especial fornecido pelo fabricante.

4.2.9 Cimentação das cápsulas aos modelo-padrão, de acordo com protocolo utilizado para os quatro cimentos empregados

Para que pudéssemos padronizar os procedimentos de cimentação e mensuração, os cuidados com a limpeza e manipulação, preferimos estabelecer um protocolo de procedimentos, visando diminuir erros durante o experimento, como segue:

- a) após a espatulação, conforme preconizou McEwen⁴⁷ (1965), pincelamos o cimento no interior da cápsula; em seguida posicionou-se a cápsula, entre as hastes fixadas no cilindro do modelo-padrão com cera pegajosa, sob pressão digital, e submetemos o corpo-de-prova à carga de 5 kg durante quatro minutos;
- b) levamos o corpo-de-prova após a cimentação ao metroscópio horizontal e obtivemos o valor da distância da base do modelo-padrão à porção superior da calota hemisferoidal da cápsula metálica;
- c) para os dois tipos de cápsulas com e sem alívio foram utilizados esses procedimentos por dez vezes; desta forma, obtivemos dez medidas denominadas de L_1 , para cada grupo, e para cada corpo-de-prova;
- d) fazendo a subtração L_1 menos L_0 , obtínhamos a discrepância vertical ocorrida para cada corpo-de-prova e para cada tipo de cimentação;

- e) todas as cápsulas foram removidas do modelo-padrão pelo aparelho de ensaio de tração Universal marca EMIC;
- f) após a remoção das cápsulas procedemos à limpeza, com a imersão dos corpos-de-prova no ultra-som em solução de Removalon I Dry Pak. Este líquido é um detergente e removedor dos agentes cimentantes: fosfato de zinco, policarboxilato de zinco e ionômero de vidro.
- g) para mantermos a integridade dos corpos-de-prova, fizemos repesagem e análise no projetor de perfil. A repesagem foi executada em balança Mettler, com 0,0001 g de precisão, e as possíveis deformações permanentes analisadas em nível de 0,001 mm, com aumento da imagem de cem vezes no projetor de perfil. Esses procedimentos foram executados após a limpeza do corpo-de-prova e antes da nova cimentação;

h) por serem metálicas e submetidas a pressão, tração e limpeza, algumas cápsulas foram danificadas. Quando isso ocorreu, foram desprezadas e substituídas por novas, rigorosamente iguais, repetindo-se os procedimentos para verificação da discrepância vertical desde o início;

i) para o presente trabalho foram feitas oitocentas cimentações, a saber: dez cimentações para cada um dos quatro tipos de cimento em cada um dos cinco modelos-padrão, com e sem alívio das cápsulas.

4.2.10 Tratamento estatístico dos dados

Para cada um dos tipos de cimento testados, doravante referenciados simplesmente como Ketac (Ketac–Cem); Harvard (Harvard Cement); Durelon (Durelon Cement) e Panavia (Panavia Ex), como término cervical utilizado (Chanfro, CH; Faca, FC; Inclinado, IN; Ombro Biselado, OB, Ombro Reto, OR), foram obtidos valores pré e pós-cimentação L_0 e L_1 , quando aplicado ou não o alívio. Esses valores e as discrepâncias verticais médias entre eles, aqui

denominadas de desajustes marginais, são apresentados no Apêndice A para os tipos de cimento Ketac-Cem; Harvard; Durelon e Panavia, respectivamente.

Em cada coluna das Tabelas, registrou-se o desajuste médio relativo às dez observações para cada tipo de acabamento, com ou sem aplicação do alívio nas superfícies internas das cápsulas metálicas. Esses desajustes médios, que são específicos para as amostras desse experimento, são o ponto de partida para se inferir sobre o comportamento generalizado dos tipos de cimento, acabamento e alívio aqui empregados. Por exemplo, a diferença entre os desajustes médios para os tipos de cimento: Ketac e Harvard, considerando um acabamento tipo FC sem alívio ($0,078960 \text{ mm} - 0,070020 \text{ mm} = 0,008940 \text{ mm}$), que é específica do experimento em questão, será utilizada para testar a existência ou não de comportamentos distintos entre esses cimentos, de maneira geral. Caso os dois tipos de cimento não apresentem, verdadeiramente, diferenças significativas de comportamento, é de se esperar que a diferença entre os desajustes médios seja muito próxima de zero.

Convém ressaltar que os resultados obtidos nesse experimento provavelmente seriam distintos daqueles obtidos em outra

experimentação semelhante. Entretanto, espera-se que os resultados amostrais levem, com alta probabilidade, a conclusões consistentes sobre o comportamento do fator em estudo (tipo de cimento, tipo de acabamento e alívio).

Embora com baixíssima probabilidade, os resultados amostrais podem, todavia, induzir a conclusões errôneas. Essa probabilidade está diretamente relacionada ao que se convencionou chamar de nível de significância. Nesse estudo, estabeleceu-se o nível de significância igual a 5%, ou seja, de todas as amostras de tamanho n , passíveis de serem obtidas para um determinado tipo de cimento, acabamento e alívio, somente 5% delas levariam a conclusões errôneas sobre o comportamento verdadeiro desses fatores.

Quando se objetiva testar somente a igualdade de comportamento entre duas variáveis quaisquer (fundamentadas aqui na diferença entre os desajustes médios), o teste t de *Student* pode ser empregado.

Vale destacar que quando o comportamento de mais de duas variáveis for testado, necessita-se de um teste mais apropriado, que é a Análise de Variância (ANOVA). No presente trabalho, três fatores foram estudados: tipo de cimento, tipo de acabamento e alívio. Na

ANOVA de um fator, fixam-se dois fatores quaisquer e analisa-se o comportamento do fator restante. Assim, pode-se testar, por exemplo, se existem diferenças significativas entre o comportamento dos tipos de cimento testados, para um tipo de acabamento e alívio fixos.

No caso de o teste de ANOVA levar à conclusão de que há diferença significativa entre os tipos de cimentos estudados, para um determinado tipo de acabamento e alívio, é ainda necessário caracterizar quais, dentre os possíveis tipos de cimentos, apresentam um comportamento diferenciado. Este tipo de identificação pode ser realizado pelo teste de Duncan de múltiplas amplitudes.

O tratamento estatístico dos dados e a execução dos testes t, Duncan e ANOVA, estão aqui descritos de maneira simplificada, apresentados e explicados no Apêndice B.

Os valores das mensurações, os dos resultados das diferenças e médias pós-cimentação, bem como os dos desajustes médios e variâncias amostrais, são apresentados em mm, nas Tabelas e Apêndices.

5 RESULTADOS

Para cada tipo de cimento e acabamento, o teste t levou à rejeição da igualdade entre os desajustes médios, quando aplicado ou não o alívio. Os resultados são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Desajustes médios e variâncias amostrais para cada tipo de cimento, acabamento e alívio, valor da estatística t e probabilidade p de se obter o valor t observado.

Cimento		Acabamento		Desajuste médio amostral	
		Sem alívio	Com alívio	t	p
Ketac	CH	0,076080	0,036620	29,0088	0,00
	FC	0,070020	0,037980	26,6188	0,00
	IN	0,067540	0,041350	7,3372	0,00
	OB	0,103590	0,065180	34,3817	0,00
	OR	0,115000	0,066470	26,0081	0,00
Harvard	CH	0,087540	0,451600	34,4772	0,00
	FC	0,078960	0,045540	9,82833	0,00
	IN	0,080680	0,047360	27,0895	0,00
	OB	0,111520	0,070680	29,4710	0,00
	OR	0,122040	0,075260	44,7779	0,00
Durelon	CH	0,094580	0,051740	32,8826	0,00
	FC	0,091480	0,051980	34,8934	0,00
	IN	0,090800	0,054520	24,0919	0,00
	OB	0,118440	0,073260	42,2763	0,00
	OR	0,128960	0,079800	41,5241	0,00
Panavia	CH	0,100840	0,070220	17,7436	0,00
	FC	0,104260	0,079910	29,9192	0,00
	IN	0,100480	0,078840	19,8801	0,00
	OB	0,122940	0,10500	34,4511	0,00
	OR	0,130300	0,113860	17,5136	0,00

Os resultados apresentados na Tabela 1 indicam que para todos os cimentos e acabamentos, há diferença significativa entre os desajustes médios quando o alívio é ou não aplicado, no nível de significância adotado. Como os valores de p , que correspondem à probabilidade de se observar um valor t tão elevado ou maior do que o obtido, sob a hipótese de igualdade de médias, são nulos para todos os casos estudados, deduz-se que a probabilidade de ser errônea essa conclusão é zero.

Os resultados da Análise de Variância de um fator para testar a igualdade dos desajustes médios entre os tipos de cimento, fixos o tipo de acabamento e o alívio, são representados na Tabela 2. Por simplicidade, apresentam-se somente os valores de E.Q.M. (Erro Quadrático Médio), os valores da estatística F e o correspondente valor de p . Os valores de E.Q.M são fornecidos por serem necessários ao teste de Duncan.

Tabela 2 - Resultado da Análise de Variância de um fator para o teste de igualdade entre os desajustes médios dos tipos de cimentos, fixos o acabamento e o alívio.

Acabamento/alívio	E.M.Q	f	p
CH s/ alívio	0,0000009552	11,7973	0,00
CH c/ alívio	0,000001053	19,3189	0,00
FC s/ alívio	0,000002345	9,4989	0,00
FC c/ alívio	0,000001393	24,0001	0,00
IN s/ alívio	0,000003374	5,8951	0,00
IN c/ alívio	0,000001052	25,7209	0,00
OB s/ alívio	0,000000726	9,8249	0,00
OB c/ alívio	0,000000457	54,3194	0,00
OR s/ alívio	0,000000835	5,9472	0,00
OR c/ alívio	0,000000878	49,0700	0,00

Os dados na Tabela 2 indicam que há diferença significativa no comportamento dos diversos tipos de cimentos para cada tipo de acabamento e alívio fixos.

De forma a identificar os desajustes médios significativamente diferentes, utilizou-se o teste de Duncan. Os resultados são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultado do teste de Duncan para identificação dos desajustes médios distintos entre tipos de cimentos, fixos o tipo de acabamento e o alívio (nível de significância 5%).

Acabamento/ Alívio	Cimento	Médias Amostrais Ordenadas	Resultados			
			Ketac	Harvard	Durelon	Panavia
CH, s/ alívio	Ketac	0,076080				
	Harvard	0,087540	---	---	---	---
	Durelon	0,094580				
	Panavia	0,100840				
FC, s/ alívio	Ketac	0,070020				
	Harvard	0,078960	---	---	---	---
	Durelon	0,091480				
	Panavia	0,104260				
IN, s/ alívio	Ketac	0,067540				
	Harvard	0,080680	---	---	---	---
	Durelon	0,090800				
	Panavia	0,100480				
OB, s/ alívio	Ketac	0,103590				
	Harvard	0,111520	---	---	---	---
	Durelon	0,118440				
	Panavia	0,122940				
OR, s/ alívio	Ketac	0,115000				
	Harvard	0,122040	---	---	-----	
	Durelon	0,128960				
	Panavia	0,130300				
CH, c/ alívio	Ketac	0,036620				
	Harvard	0,451600	---	---	---	---
	Durelon	0,051740				
	Panavia	0,070220				
FC, c/ alívio	Ketac	0,037980				
	Harvard	0,045540	---	---	---	---
	Durelon	0,051980				
	Panavia	0,079910				
IN, c/ alívio	Ketac	0,041350				
	Harvard	0,047360	---	---	---	---
	Durelon	0,054520				
	Panavia	0,078840				
OB, c/ alívio	Ketac	0,065180				
	Harvard	0,070680	---	---	---	---
	Durelon	0,073260				
	Panavia	0,100500				
OR, c/ alívio	Ketac	0,066470				
	Harvard	0,075260	---	---	---	---
	Durelon	0,079800				
	Panavia	0,113860				

A análise dos resultados na Tabela 3 indica que, com exceção das combinações acabamento OR/sem alívio, onde são empregados os

cimentos Durelon e Panavia, todas as outras combinações entre acabamento e tipo de alívio apresentam diferenças significativas para todos os tipos de cimentos empregados. Nesses casos, pode-se dizer que os desajustes médios são distintos para cada tipo de cimento empregado, fixos um determinado tipo de acabamento e alívio. Observa-se também, na Tabela 3, a existência de consistência na ordenação dos tipos de cimento, que seguiu a ordem (na seqüência menor para maior desajuste médio): Ketac, Harvard, Durelon e Panavia. Esta ordenação foi consistente para todas as combinações analisadas (acabamento/alívio).

Outra análise referiu-se ao teste da igualdade dos desajustes médios para os distintos tipos de acabamento, fixos agora o tipo de cimento e o alívio. A Tabela 4 fornece os resultados da Análise de variância de um Fator, assim como os valores E.Q.M. que serão utilizados no teste de Duncan.

Tabela 4 – Resultado da Análise de Variância de um Fator para o teste de igualdade entre os desajustes médios dos tipos de acabamento, fixos os tipo de cimento e o alívio.

Cimento/alívio	E.Q.M	f	p
Ketac, s/ alívio	0,000233725	9,86176	0,00
Ketac, c/ alívio	0,000112573	9,98092	0,00
Harvard, s/ alívio	0,000196971	9,61737	0,00
Harvard, c/ alívio	0,000104924	10,5411	0,00
Durelon, s/ alívio	0,000141376	11,0310	0,00
Durelon, c/ alívio	0,000009115	9,66675	0,00
Panavia, s/ alívio	0,000009143	10,5471	0,00
Panavia, c/ alívio	0,000149688	10,7578	0,00

Para todos os tipos de cimento com o emprego ou não do alívio, verificaram-se diferenças significativas de 5% entre os distintos acabamentos. Para se identificar quais acabamentos apresentaram comportamentos distintos, procedeu-se ao teste de Duncan, cujos resultados são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Resultados do teste de Duncan, para identificação dos desajustes médios entre tipos de acabamento, fixos o tipo de cimento e o alívio (nível de significância de 5%).

Cimento/ Alívio	Acabamento	Médias Amostrais Ordenadas	Resultados				
Ketac, s/ alívio	IN	0,067540	IN	FC	CH	OB	OR
	FC	0,070020					
	CH	0,076080	-----			-----	
	OB	0,103590					
	OR	0,115000					
Ketac, c/ alívio	CH	0,036620	CH	FC	IN	OB	OR
	FC	0,037980					
	IN	0,041350	-----			-----	
	OB	0,065180					
	OR	0,066470					
Harvard, s/ alívio	FC	0,078960	FC	IN	CH	OB	OR
	IN	0,080680					
	CH	0,087540	-----			-----	
	OB	0,111520					
	OR	0,122040					
Harvard, c/ alívio	CH	0,045160	CH	FC	IN	OB	OR
	FC	0,045540					
	IN	0,047360	-----			-----	
	OB	0,070680					
	OR	0,075260					
Durelon, s/ alívio	IN	0,090800	IN	FC	CH	OB	OR
	FC	0,091480					
	CH	0,094580	-----			-----	
	OB	0,118440					
	OR	0,128960					
Durelon, c/ alívio	CH	0,051740	CH	FC	IN	OB	OR
	FC	0,051980					
	IN	0,054520	-----			-----	
	OB	0,073260					
	OR	0,079800					
Panavia, s/ alívio	IN	0,100480	IN	CH	FC	OB	OR
	CH	0,100840					
	FC	0,104260	-----			-----	
	OB	0,122940					
	OR	0,130300					
Panavia, c/ alívio	CH	0,070220	CH	IN	FC	OB	OR
	IN	0,078840					
	FC	0,079910	-----			--- ---	
	OB	0,100500					
	OR	0,113860					

Pode-se concluir da Tabela 5, em nível de significância de 5%, que sete combinações tipo de cimento/alívio apresentam

comportamentos médios semelhantes, a saber: Ketac sem alívio, Ketac com alívio, Harvard sem alívio, Harvard com alívio, Durelon sem alívio, Durelon com alívio e Panavia sem alívio. Nessas combinações, os acabamentos CH, FC e IN não apresentam diferenças significativas entre si, sendo entretanto diferentes dos acabamentos OB e OR que não são significativamente diferentes entre si. Consistentemente, os acabamentos OB e OR apresentam, nesta ordem, desajustes médios superiores aos demais. Para a combinação Panavia com alívio, o teste de Duncan indicou menores desajustes médios para os acabamentos CH, IN e FC, sem diferença significativa entre eles, seguidos em ordem crescente pelos acabamentos OB e OR, significativamente diferentes entre si.

6 DISCUSSÃO

Para avaliação dos desajustes marginais procuramos estabelecer, no nosso trabalho, um conjunto de situações que na literatura não são abordados desta forma, a saber: variação dos términos cervicais dos preparos, alívios das superfícies internas das coroas e a utilização de agentes de cimentação consagrados pelo uso.

Vamos discutir estas situações separadamente, pois a maioria dos autores não analisou as discrepâncias marginais de coroas cimentadas sobre dentes preparados, sob todas as variáveis citadas.

Analisando a Tabela 5 (resultados do teste de Duncan, para identificação dos desajustes médios entre tipos de acabamento, fixo o tipo de cimento e o alívio no nível de significância de 5%), verificamos que os acabamentos cervicais dos preparos que mais interferiram no assentamento das coroas, promovendo os maiores desajustes marginais, foram aqueles terminados em ombro reto e ombro biselado.

Observa-se que não houve diferenças significativas nos desajustes cervicais médios, entre os términos cervicais inclinado, gume de faca e chanfro para todos os cimentos empregados, usando-se ou não o alívio interno.

Os nossos resultados não estão de acordo com os obtidos por Gavelis et al.²⁷ (1981). Neste trabalho, os autores descrevem que, em nível de significâncias em 5%, coroas cimentadas sobre modelos-padrão em aço, com acabamento cervical em ombro reto, são as que apresentam os menores desajustes cervicais.

Esses resultados não são coerentes com os obtidos por Wang et al.⁸³ (1992), afirmando que os desajustes cervicais são maiores para as coroas com términos cervicais em 90° biselados em 65°, do que para aqueles em 90° sem bisel, quando se emprega uma carga para assentamento de 5 libras. Relatam, ainda, que se houver uma elevação dessa carga para 30 libras, as coroas com os términos cervicais em ombro de 90° apresentam desajustes marginais maiores do que aquelas com acabamento cervical em ombro de 90° biselado.

Gavelis et al.²⁷ (1981) afirmam que as coroas com acabamento gengival em ombro biselado cerram as aberturas marginais mais rapidamente, mas interferem no escoamento do cimento.

Wang et al.⁸³ (1992) justificam os resultados obtidos em seu trabalho, relatando que o problema citado é compensado pela elevação de carga usada para o assentamento dessas coroas. Acrescentam que o ombro reto sem emprego de bisel atua como uma parada vertical. Afirmam ainda estes autores que as coroas que apresentam este desenho marginal não se assentam de maneira mais efetiva, mesmo que se promova um aumento da carga para a cimentação.

Uma das justificativas para os resultados obtidos em nosso trabalho pode estar relacionada exatamente com as cargas de assentamento muito elevadas, utilizadas por Gavelis et al.²⁷ (1981) e Wang et al.⁸³ (1992). Dependendo do sentido da aplicação da carga, este fato pode ocasionar alterações dimensionais, tanto no sentido de abrir como fechar parte do acabamento cervical das coroas metálicas.

Byrne⁹ (1992) descreve que não há diferença para a discrepância marginal média das coroas assentadas sobre preparos com término cervical em ombro reto, ombro biselado e chanfro, submetidas ao tratamento estatístico ANOVA, com 95% de segurança nos resultados.

Outro fator a ser considerado é que a largura dos terminos cervicais dos modelos-padrão, em nosso trabalho, é menor que as

utilizadas por Gavelis et al.²⁷ (1981); Wang et al.⁸³ (1992); Byrne⁹ (1992). Para esses autores, a largura do ombro reto é de 1 mm e nos nossos modelos-padrão é de 0,8 mm; quando associadas ao bisel de 45⁰, deixamos apenas 0,5 mm de largura nos ombros dos términos cervicais, sugerindo maior adaptação.

A associação da diminuição da largura do degrau 90⁰ com o fato de termos usinado os corpos-de-prova que apresentam número menor de protuberâncias que os fundidos, pode ter influído ainda mais nessas discordâncias na análise estatística dos resultados. As protuberâncias podem interferir na obtenção das médias iniciais.

Em nossos resultados, encontramos as menores médias de desajuste cervical, ao usarmos os términos em gume de faca, inclinado em 135⁰ e chanfro, embora não houvesse uma seqüência ordenada para essas discrepâncias, mesmo quando da associação com os cimentos e o emprego ou não do alívio interno.

Verificamos, em nossa experimentação, que foi semelhante o comportamento dos términos cervicais dos preparos, na promoção do desajuste marginal de coroas cimentadas, ficando a maior ou menor discrepância por conta da espessura da película, escoamento e viscosidade dos cimentos empregados.

As discrepâncias obtidas para as coroas cimentadas, com os cimentos: Ketac, Harvard, Durelon com e sem alívio e Panavia sem emprego do alívio interno nas coroas, foram sempre menores quando empregamos os términos cervicais de grau inclinado, gume de faca e chanfro em igualdade de condições. As discrepâncias para esses casos relatados sempre foram maiores para os acabamentos cervicais em ombro biselado e ombro reto, também em igualdade de condições.

A única exceção observada foi quando utilizamos o cimento Panavia com emprego do alívio. Nesse caso, embora os acabamentos cervicais em chanfro, inclinado e gume de faca apresentassem as menores discrepâncias em igualdade de condições, os acabamentos cervicais em ombro biselado e ombro reto mostraram as maiores discrepâncias marginais significativamente diferentes para eles. A maior discrepância cervical neste caso foi observada quando empregamos o término cervical em ombro reto.

Este fato sugere que empregando-se os términos cervicais em chanfro, gume de faca e ombro inclinado 135° , haverá igualdade de condições para suas indicações na clínica odontológica.

Preservação de estrutura dentária, resistência mecânica da prótese, estética, materiais eleitos para confecção, visualização e

leitura dos términos dos preparos, tanto em procedimentos clínicos como laboratoriais, são requisitos fundamentais que terão que ser analisados antes de indicações do término cervical do preparo.

Observamos, em nosso trabalho, uma redução significativa em nível de significância de 5%, para os desajustes marginais médios de coroas cimentadas, desde que submetidas a um alívio de 30 micrometros de suas superfícies internas. Obtivemos esses alívios nas paredes oclusais e axiais das coroas metálicas até uma distância de 0,5mm de seu acabamento cervical.

Esses resultados são semelhantes aos obtidos por Figueiredo²² (1997); Rocha⁶² (1997), que também relatam ser menor a discrepância vertical média de coroas cimentadas, em nível de significância de 5%, quando empregado este mesmo tipo de alívio usado em nosso trabalho.

Entretanto, nossos resultados são distintos dos obtidos por Gegauff & Rosenstiel²⁸ (1989), que afirmam não haver diferença significativa para o desajuste marginais de coroas cimentadas com e sem emprego de alívio. Estes autores relatam, a propósito, que os valores para as discrepâncias verticais médias foram negativos.

Convém salientar que eles empregaram, no capítulo de materiais e métodos de seu trabalho:

- a) coroas fundidas em liga áurica onde podem ocorrer a expansão ou contração relatadas por Grajower & Lewinstein³⁰ (1983);
- b) mensuração para a obtenção da medida inicial sem estarem os corpos-de-prova sob efeito da carga empregada; os elásticos ortodônticos que prendiam as coroas aos modelos-padrão exerciam pressão inferior àquela usada no momento da obtenção da medida final.

Os próprios autores relatam que se o cimento tomar presa sob efeito da carga, haverá uma prevenção da repercussão da coroa a uma posição além da empregada como referência. Afirmam ainda que o método empregado para obtenção das medidas pode não ter a precisão para considerar diferenças micrométricas.

A literatura não analisou o fato de que os valores negativos para os desajustes marginais possam acontecer única e exclusivamente em casos de dentes isolados, principalmente quando ocorrem deformações permanentes nas coroas. É praticamente impossível sua verificação na clínica se existirem áreas de contato com dentes vizinhos que

certamente impedirão um assentamento maior da peça e a obtenção de valores médios negativos para os desajustes marginais.

Os nossos trabalhos apresentaram resultados próximos aos obtidos por Grajower & Lewinstein³⁰ (1983). Entretanto, a metodologia utilizada foi diferente, pois estes autores empregavam alívio de 50 micrometros para a superfície interna das coroas. Eles relataram que 30 micrometros desse alívio seriam para compensar a espessura da película do cimento e 20 micrometros para compensar os problemas com a fundição.

Concordamos com Fusayama et al.²³ (1964); Eames et al.²⁰ (1974); Grajower & Lewinstein³⁰ (1983); Campagni et al.¹¹ (1986), que afirmam haver sempre um melhor assentamento de coroas cimentadas, quando for empregado um método para aliviar suas superfícies internas, antes da cimentação.

Para nós é evidente, tanto nesta pesquisa como na prática diária da clínica protética, a importância do alívio interno das coroas para um melhor assentamento marginal. Não podemos concordar com os autores que ignoram esta prática ou afirmam terem as peças protéticas, com ou sem alívios internos, o mesmo comportamento.

Conscientes da importância da adaptação cervical das próteses, temos a preocupação de executar bom preparo coronário, com termos cervicais bem definidos; obter boa moldagem, com um material de excelente qualidade; confeccionar bom modelo de trabalho, em condições de propiciar alívio interno das coroas, executar cuidadoso enceramento e posteriores procedimentos laboratoriais.

Com preenchimento desses requisitos, podemos obter próteses com um nível de adaptação satisfatório.

As cimentações encerram o potencial de sabotar as mais perfeitas das nossas próteses. Com essas palavras já ditas por Horn³² (1965), iniciamos a discussão do nosso trabalho quanto aos agentes de cimentação.

Existe para nós uma preocupação constante que é de inter-relacionar os trabalhos de pesquisa a situações clínicas e laboratoriais.

Colocaremos os nossos resultados em discussão com os diversos autores que também estudaram o assentamento das coroas cimentadas sobre dentes preparados ou modelos-padrão.

Em nosso trabalho sempre houve falta de assentamento das coroas cimentadas, não importando as variáveis empregadas.

Isto significa que sempre esteve presente uma solução de continuidade entre as margens dos preparos e das coroas, ocupada pelo agente cimentante.

Estes resultados iniciais, embora estejam de acordo com os obtidos pela grande maioria dos autores citados, conflitam-se com aqueles alcançados por Rosenstiel & Gegauff^{65,66} (1988); Gegauff & Rosenstiel²⁸ (1989); Wang et al.⁸³ (1992), que atingiram desajustes médios negativos para o assentamento de coroas cimentadas definitivamente.

Rosenstiel & Gegauff⁶⁶ (1988) afirmam que ao empregarem uma carga dinâmica para obterem a cimentação das coroas, sempre houve uma reorientação de seu posicionamento, e as coroas passaram a ter um assentamento melhor. Alegam ainda que o procedimento para assentamento das coroas sob a ação de uma carga estática permite que sua inserção se modifique, resultando num assentamento imperfeito e um escape não-uniforme do cimento.

Wang et al.⁸³ (1992) afirmam que esses valores negativos devem-se às superfícies biseladas dos acabamentos cervicais dos ombros que funcionam como planos-guia para inserção das coroas sob a ação de cargas dinâmicas.

Ao analisarmos as razões destes conflitos entre os resultados dos trabalhos destes autores, quando comparados aos nossos, pudemos observar que Rosenstiel & Gegauff⁶⁶ (1988), Wang et al.⁸³ (1992) sempre impuseram a remoção das cargas empregadas para o assentamento das coroas, antes da medida inicial.

Gegauff & Rosenstiel²⁸ (1989), para obterem esses resultados médios negativos, prendiam os corpos-de-prova com elástico ortodôntico que os mantinha assim no momento da medida inicial. Entretanto, esse elástico exercia uma pressão inferior aos 49N empregados para o assentamento da coroa.

O fenômeno da repercussão observado por Eames²⁰ (1974), e confirmado por nós em artigo publicado por Rocha et al.⁶³ (1997), faz-se presente, mesmo no assentamento de coroas sem a presença de agente cimentante. Este fato pode realmente alterar os valores das medidas iniciais de assentamento de coroas sobre dentes preparados ou modelos-padrão, desde que as coroas estivessem presas a eles.

Outro fator que pode levar à obtenção de desajustes médios negativos é relatado por Wilson et al.⁹⁰ (1990).

Verificaram esses autores que deformações permanentes podem acontecer nas coroas quando empregaram o cimento de fosfato de zinco e cargas dinâmicas de 53N para obterem a cimentação.

Tais deformações foram confirmadas em trabalhos de pesquisa por nós executados e publicados por Rocha et al.⁶³ (1997).

Nestes trabalhos observamos que as deformações permanentes podem ocorrer em coroas que apresentam as margens cervicais muito finas. Observamos que ocorreram deformações permanentes em coroas, quando no momento da cimentação empregamos cargas estáticas de 6 kgf, ou dinâmicas superiores a 5 kgf. Observamos ainda que estas deformações acontecem nas bordas cervicais das coroas, podendo aumentar ou diminuir sua altura e diâmetro marginal.

Levando em consideração os relatos feitos por Fusayama et al.²³ (1964), observamos que cargas acima de 15 kgf praticamente não diminuem o desajuste marginal de coroas cimentadas.

Cargas estáticas ou dinâmicas tão elevadas como as de 100 libras (aproximadamente 45,6 kg), empregadas por Gavelis et al.²⁷ (1981), podem promover deformações permanentes nas coroas.

No momento da medida inicial, associamos então, neste trabalho, uma carga de 5 kgf ao travamento das cápsulas metálicas nos

modelos-padrão, para analisar as discrepâncias ocorridas após a cimentação.

A utilização desta carga significa concordância com os trabalhos de Rosenstiel & Gegauff⁶⁵ (1988); Gegauff & Rosenstiel²⁸ (1989); Byrne⁹ (1992); White & Kipnis⁸⁵ (1993), que empregam cargas de 5 kg para a cimentação de coroas, coerente com os relatos de Jorgensen³⁹ (1960), que afirma ser insignificante a diminuição da espessura de película do cimento se forem empregadas cargas superiores.

Observamos a Tabela 3 (Resultado do teste de Duncan para identificação dos desajustes médios distintos entre tipos de cimentos, fixos o tipo de acabamento e o alívio, no nível de significância de 5%), e verificamos que houve desajustes marginais promovidos pelo emprego dos quatros agentes cimentantes utilizados diferentes para todos os tipos de acabamento cervical do preparo com ou sem aplicação do alívio interno.

Os cimentos analisados sempre causaram desajustes marginais médios das respectivas coroas cimentadas, desajustes estes que, relacionados do menor para o maior, conforme a marca comercial do

cimento, estabeleceram o seguinte *Ranking*: Ketac, Harvard, Durelon e Panavia.

Os resultados dos nossos trabalhos estão de acordo com os obtidos por Arfei & Asgar² (1974); Eames et al.²⁰ (1974), que compararam os desajustes marginais promovidos por dois dos cimentos por nós testados: fosfato de zinco e policarboxilato de zinco. Sempre encontraram, como em nosso trabalho, desajustes marginais menores quando empregaram, para a cimentação, o cimento de fosfato de zinco.

Estamos concordes com Tjan & Sarkissian⁷⁷ (1986); Utz et al.⁸² (1989); Wang et al.⁸³ (1992), que analisaram desajustes marginais de coroas cimentadas com cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem, e com o cimento de fosfato de zinco Flecks's, que apresentou valores médios maiores para os desajustes das coroas.

Embora haja pequena discordância em relação aos desajustes marginais citados por White & Kipnis⁸⁴ (1993), que, ao ser feita a cimentação de coroas, obtiveram desajustes marginais dos menores para os maiores, com o emprego dos cimentos fosfato de zinco Fleck's, ionômero de vidro Ketac-Cem, policarboxilato de zinco Durelon e resinosos Tenure e Panavia Ex, não podemos afirmar que os

nossos resultados são conflitantes com os obtidos por eles. Em nosso trabalho, empregamos para a cimentação o cimento de fosfato de zinco Harvard, em vez do cimento de fosfato de zinco Fleck's.

Se estabelecermos uma comparação dos resultados obtidos quando do uso desses agentes cimentantes, em trabalhos de diferentes autores como: Utz et al.⁸² (1989); Wang et al.⁸³ (1992); Tjan & Sarkissian⁷⁷ (1986); Strutz⁷⁴ (1994), observamos que os desajustes marginais promovidos pelo cimento Fleck's sempre foram menores do que aqueles promovidos pelo cimento Harvard. Evidentemente não poderemos analisar esses resultados estatisticamente, pois os trabalhos e a metodologia empregada pelos autores citados são diferentes.

Observamos ainda, na literatura pertinente, nossa pequena discordância entre os trabalhos de Strutz et al.⁷⁴ (1994); White & Kipnis⁸⁴ (1993).

Strutz et al.⁷⁴ (1994) encontraram valores para os desajustes marginais das coroas promovidos pelos cimentos que, do menor para o maior, sempre obedeceram a seguinte ordem: fosfato de zinco Fleck's, policarboxilato de zinco Durelon, ionômero de vidro Ketac-Cem e resinosos Dent-Mat e Panavia Ex. Na presente pesquisa, os

cimentos empregados coincidiram com os dos autores. Entretanto a semelhança no resultado ocorreu apenas no Panavia Ex.

7 CONCLUSÕES

Com os resultados obtidos podemos concluir:

- a) os menores desajustes cervicais médios, muito semelhantes entre si, foram obtidos em modelos-padrão com os términos cervicais dos preparos em lâmina de faca, degrau inclinado em 135^0 e chanfro com ou sem alívio;
- b) os maiores desajustes cervicais médios semelhantes entre si foram obtidos em modelos-padrão com os términos cervicais dos preparos em degrau reto em 90^0 e degrau em 90^0 com bisel de 45^0 ;
- c) houve uma diminuição importante e significativa nos desajustes marginais de coroas cimentadas, ao ser executado o alívio de 30 micrometros da superfície interna das coroas, até a distância de 0,5 mm da borda cervical;
- d) as discrepâncias marginais promovidas pelos cimentos analisados sempre se mantiveram em uma ordem que, da menor para a maior, assim se apresentaram conforme a

marca comercial do cimento: Ketac-Cem, Harvard, Durelon e Panavia Ex;

- e) a metodologia por nós empregada permitiu que obtivéssemos sempre desajustes marginais com valores positivos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 AKASE, K., et al. Influence of luting materials on marginal fitness and tensile strength of full veneer crowns. Comparison between conventional dental cements and adhesive luting resins. *Nippon Hotetsu. Shika Gakkai Zasshi.*, v.33, n.1., p.8-16, Feb., 1989. CD ROM, 1997. MEDLINE. (Abstract).
- 2 ARFAEI, A. H., ASGAR, K. Bond strength of seletive cementing materials. *J. Dent. Res.*, v.53, sp .iss., p.192, 1974. (Abstract 549).
- 3 ATTA, M. O., SMITH, B. G. N., BROWN, D. Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. *J. Prosthet. Dent.*, v.63, p.137-43, Feb., 1990.
- 4 BASSET, R.W. Solving the problems of cementing the full veneer cast gold crown. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, n.4, p.740-7, Jul./Aug., 1966.
- 5 BECKER, S.C.. Porcelain baked to gold-a new medium in prosthodontic.. *J. Prosthet. Dent.*, v.6, n.3, p.801-10, 1965.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro *Referências bibliográficas NBR 6.023*. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 6 BERNAL, G. et al. The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.3, p.286-90, May/June, 1993.
- 7 BRANDT, R. L., BERTE, J. J., BAKER, P. S. Die spacer removal prior to fitting dental castings. *Gen. Dent.*, v.41, n.2, p.157-8, Mar./Apr.,1993.
- 8 BUTEL, E.M., CAMPBELL, J.C., Di FIORE, P.M. Crown margin design: a dental school survey. *J. Prosthet. Dent.*, v.65, n.2, p.303-5, Feb., 1991.
- 9 BYRNE, G. Influence of finish-line form on crown cementation. *Int. J. Prosthodont.*, v.5, n.2, p.137-44, Mar./Apr., 1992.
- 10 CAMPAGNI, W. V., PRESTON, J. D., REISBICK, M. H. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J. Prosthet. Dent.*, v.47, n.6, p.606-11, June, 1982.
- 11 CAMPAGNI, W. V., WRIGHT, W., MARTINOFF, J. T. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J. Prosthet. Dent.*, v.55, n.4, p.324-8, Apr.,1986.

- 12 CAMPBELL, S.D. Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.63, n.2, p.151-5, Feb., 1990.
- 13 CARTER, S.M., WILSON, P.R. The effect of die spacing on crown retention. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, n.2, p.21-9, Jan./Feb., 1996.
- 14 COURTADE, G. L. Pin pointers II. Venting and cross pinning. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, n.5, p.978-80, Sept./Oct., 1966.
- 15 CREUGERS, N. H. et al. Clinical performance of resin-bonded bridges: a 5-years prospective study. I. Design of the study and influence of experimental variables. *J. Oral Rehabil.*, v.16, n.6, p.427-36, Nov., 1989.
- 16 CURTIS, S.R., RICHARDS, M.W., MEIERS, J.C. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.6, p.553-7, Nov./Dec., 1993.
- 17 DEDMON, H. W. The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories. *J. Prosthet. Dent.*, v.53, n.4, p.463-66, Apr., 1985.

- 18 DIAZ-ARNOLD, A.M., WILLIAMS, V.D. AQUILLOS, S.A. The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *J. Prosthet. Dent.*, v.66, p.614-8, 1991.
- 19 DIMASHKIEH, M.R., DAVIES, E.H., VON FRAUNHOFER, J.A. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. *Br. Dent. J.*, v.137, p.281-4, 1974.
- 20 EAMES, W.B., O'NEAL, S.J., MILLERS, C.B. Cementation variables in the seating of castings. *J. Dent. Res.*, v.53, sp. iss., p.191, 1974. (Abstract 545).
- 21 EMERY, Y, NISHIOKA, R.S., BOTTINO, M. A. Panavia: vale a pena conhecê-lo melhor. *Rev. ABO Nac.*, v.4., n.6, p.357-9, dez./jan., 1997.
- 22 FIGUEIREDO, A.R., *Discrepâncias de assentamento ocorridas em coroas totais metálicas, com ou sem alívio interno, variando-se os terminos cervicais e os agentes cimentantes.* São José dos Campos, 1997. 152 p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Câmpus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

- 23 FUSAYAMA, T., IDE, K., HOSODA, H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.14, p.95-106, 1964.
- 24 FUSAYAMA, T. et al. Cement thickness between cast restorations and preparation walls. *J. Prosthet. Dent.*, v.13, n.2, p.354-64, Mar./Apr., 1963.
- 25 GARCIA-GODOY, F. et al. Shear bond strength of two resin adhesives for acid-etched metal protheses. *J. Prosthet. Dent.*, v.65, n.6, p.787-9, June, 1991.
- 26 GARONE, W. CONTI, M., GERALDELI, S. Ionômero de vidro: o que é e como se usa? In: BOTTINO, M.A. *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo: Artes Médicas, 1992. cap.5, p.69-79.
- 27 GAVELIS, J.R. et al. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, p.138-45, 1981.
- 28 GEGAUFF, A. G., ROSENSTIEL, S. F. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, n.6, p.655-8, June, 1989.

- 29 GORODOVSKY, S., ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.68, n.2, p.269-74, Aug.,1992.
- 30 GRAJOWER, R., LEWINSTEIN, I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J. Prosthet. Dent.*, v.49, p.663-74, 1983.
- 31 HORN, H.R. Improved cementation. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.63, p.913-20, 1961.
- 32 HORN, H. R. El cementado de coronas y dentaduras parciales fijas. *Odont. Clin. Nort. Am.*, v.25, p.91-116, 1965.
- 33 HORN, H.R. *Practical considerations for successful crown and bridge therapy*. Philadelphia: Saunders, 1976. 312 p.
- 34 HUNTER, A. J., HUNTER, A. R. Gingival crown margin configurations : a review and discussion. Part I: terminology and widths. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, n.5, p.548-52, Nov.,1990.
- 35 HUNTER, A. J., HUNTER, A. R. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: discrepancies and

configurations. *J. Prosthet. Dent.*, v.64, n.5, p.636-42, Dec., 1990.

- 36 ISHIKIRIAMA, A. et al. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.45, p.400-4, 1981.
- 37 JANSEN, W. C., et al. Influência do local de aplicação do agente cimentante e da vibração no resultado final da cimentação de coroas totais metálicas. (Parte II - espessura de película). *Arq. Centro Curso Odontol.*, v.21, p.69-79, 1984.
- 38 JOHNSTON, J.F., PHILLIPS, R.W., DYKEMA, R.W. *A prótese de coroas e pontes na prática atual*. São Paulo: Atheneu, 1964. p.45.
- 39 JORGENSEN, K. D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 40 KASHANI, H. G., KHERA, S. C., GULKER, I. A. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.103, p.882-5, 1981.
- 41 KAUFMAN, E. G., et al. Factors influencing the retention of cemented gold castings: the cementing medium. *J. Prosthet. Dent.*, v.16, p.731-9, 1966.

- 42 KORNFELD, M. Cementado. In:___*Rehabilitación bucal*.
Buenos Aires: Mundi, 1972. v.2, cap.10, p.373-95.
- 43 KOYANO, E., IWAKU,M., FUSAYAMA, T. Pressuring
techniques and cement thickness for cast restorations. *J.*
Prosthet. Dent., v.40, p.544-8, 1978.
- 44 LANGE, F. Experiments on cementation of crowns.
Tandlaegebladet, v.50, p.191-6. 1955 apud JORGENSEN, K.
O. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate
cements. *Acta Odontol. Scand.*, v.18, p.479-90, 1960.
- 45 McADAM, D. B. Preparation of a 135-degree shoulder for a
ceramometal margin using an end-cutting bur. *J. Prosthet.*
Dent., v.54, n.4, p.473-6, 1985.
- 46 McCOMB, D. Retention of castings with glass ionomer cement. *J.*
Prosthet. Dent., v.48, p.285-8, 1982.
- 47 McEWEN, R.A. Efficient restorative procedures. *Dent. Clin. North*
Am., p.343-54, 1965.
- 48 McLEAN, J.W., VON FRAUNHOFER, J.A. The estimation of
cement, film thickness by in vivo technique. *Br. Dent. J.*, v.131,
p.107-11, 1971.

- 49 McLEAN, J.W., WILSON, A. D. Fissure sealing and filling with a adhesive glass-ionomer cement. *Br. Dent. J.*, v.136, n.7, p.269-76, 1984.
- 50 MILLER, C.J. *Incrustaciones, coronas y puentes: atlas de procedimientos clínicos*. Buenos Aires: Mundi, 1966. 263p.
- 51 MYERS, M.L., STAFFANOU, R.S., HEMBREE, J.H. et al. Marginal leakage of contemporary cementing agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.8, n.2, p.160-4, 1983.
- 52 NAVARRO, M.F.L., PASCOTTO, R.C. *Cimentos de ionômero de vidro: aplicações clínicas em odontologia*. São Paulo: Artes Médicas, 1998. v.2, p.2.
- 53 OMAR, R. A comparative study of the retentive capacity of dental cementing agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.60, p.35-40, 1988.
- 54 OMURA, I. et al. Adhesive and mechanical properties of a new dental adhesive. *J. Dent. Res.*, v.63, sp. iss., p.223, 1984. (Abstract 1899).
- 55 PANNO, F. V., et. al. Evaluation of the 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, n.6, p.655-60, Dec., 1986.

- 56 PARDO, G.I. A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *J. Prosthet Dent.*, v.48, p.539-43, 1982.
- 57 PEGORARO, L.F. *Prótese fixa*. São Paulo: Artes Médicas, 1998. v.7, p. 299-312.
- 58 RADKE, R. A., BARKRORDAR, R. A., PODESTA, R. E. Retention of cast endodontic posts: comparison of cementing agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.59, p.318-20, 1988.
- 59 REISBICK, M.H. Working qualities of glass-ionomer cements. *J. Prosthet. Dent.*, v.46, n.5, p.525-30, 1981.
- 60 RIEGER, M.R. et al. Measuring the thickness of paint-on die spacer. *J. Prosthet. Dent.*, v.58, p.305-8, 1987.
- 61 ROCHA, C.A.J. *Verificação do desajuste cervical de coroas metálicas cimentadas, em função de oito cimentos diversos e de dois tipos de acabamento gengival dos preparos*. Mogi das Cruzes, 1977. 68 p. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Odontologia de Mogi das Cruzes, Universidade Bezerra de Mello.

- 62 ROCHA, C.A.J. *Análise das discrepâncias verticais verificadas em coroas metálicas cimentadas, em função do tipo de acabamento cervical dos preparos, alívio interno e cimentos empregados*. São José dos Campos, 1997. 171 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Câmpus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- 63 ROCHA, C.A.J., BOTTINO, M.A., FIGUEIREDO, A.R.
Discrepância vertical de coroas cimentadas: nova metodologia para sua verificação e análise. *Rev. Odontol. UNESP* (São Paulo) v.26, n.2, 1997. (no prelo).
- 64 ROCHA, C. A. J., FIGUEIREDO, A. R., BOTTINO, M. A.,
Análise das discrepâncias verticais verificadas em coroas metálicas cimentadas, em função do tipo de acabamento cervical dos preparos, alívio interno e cimentos empregados. *Rev. Odontol. de Pós-Graduação*, v.1, n.1, 1998. (no prelo).
- 65 ROSENSTIEL, S.F., GEGAUFF, A.G. Effect of provisional cementing agents on provisional resins. *J. Prosthet. Dent.*, v.59, p.29-33, 1988.
- 66 ROSENSTIEL, S.F., GEGAUFF, A.G. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic

seating methods. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.117, n.7, p.845-8, Dec., 1988.

67 SATOH, K. Experimental study on the influence of various dental luting cements on the crown elevation during cementation.

Shikwa Gakuho., v.89, n.8, p.1317-37, 1989.

68 SCHWARTZ, I. S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J. Prosthet Dent.*, v.56, p.279-83, Sept.,1986.

69 SCRABECK, J.G., EAMES, W.B., NOONAN, J.E. A method for uniform seating pressure on castings during cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v. 57, n.5, p.537-9, May, 1987.

70 SHIBAYAMA, B. *Influência de perfuração e do alívio eletrolítico na adaptação e na resistência à remoção de coroas totais cimentadas em preparos com ombro totais cimentados em preparos com ombro reto, biselado e chanfrado.* Londrina, 1975. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Londrina.

71 SHILLINGBURG JUNIOR, H. T., HOBO, S., FISHER, D. W. *Atlas de tallado para coronas.* Berlin : Die Quintessenz, 1976. p.27-8, 35-133.

- 72 SHORTALL, A. C., FAYYAD, M. A. WILLIAMS, J. D. Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, n.1, p.24-7, Jan., 1989.
- 73 SMITH, D.C. Dental cements: cement status and future prospects. *Dent. Clin. North Am.*, v.27, n.4, p.763-87, Oct., 1983.
- 74 STRUTZ, J. M. et al. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, n.2, p.128-32, Aug., 1994.
- 75 SYU, J. Z. et al. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.1, p.25-30, Jan./Feb., 1993.
- 76 TJAN, A. H. L., LI, T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, n.4, p.478-84, Apr., 1992.
- 77 TJAN, A.H.L., SARKISSIAN, R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.56, n.3, p.283-8, Sept., 1986.
- 78 TJAN, A.H.L., MILLER, G.D., SARKISSIAN, R. Internal escape channel to improve the seating of full crowns with various

marginal configurations: a follow-up study. *J. Prosthet. Dent.*, v.53, n.6, p.759-63, June, 1985.

79 TJAN, A.H.L., et al. Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: effects of preparation finish and conditioning with poliacrylic acid. *J. Prosthet. Dent.*, v.66, n.5, p.602-6, Nov., 1991.

80 TYLMAN, S.D., TYLMAN, S.G. *Theory and practice of crown and bridge prosthodontics*. 4.ed. Saint Louis: Mosby, 1960. p.190-831.

81 UCHIYAMA, Y. Adhesion on prosthetic restorations. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ADHESIVE PROSTHODONTICS, Holanda, 1986. NIJMEGEN, EUROSOUND DRUKKERIJ *Proceedings*, , s.d. p.21-31.

82 UTZ, K.H., GRUNER, M., VOTHKNECHT, R. Cervical discrepancies and closeness of marginal fit of full cast crowns in correlation with the luting agent used. *Dtsch. Zahnarzt. Z.*, v.44, n.11, p.901-4, 1989.

83 WANG, C.J., MILLSTEIN, P.L., NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, n.6, p.786-90, June, 1992.

- 84 WHITE, S. N., KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.69, n.1, p.28-31, Jan., 1993.
- 85 WHITE, S.N., KIPNIS, V. The three dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int. J. Prosthodont*, v.6, n.3, p.248-54, May/June, 1993.
- 86 WHITE, S.N., YU, Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int. J. Prosthodont.*, v.6, n.3, p.384-9, May/June, 1993.
- 87 WHITE, S.N., INGLES, S., KIPNIS, V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, n.3, p.257-64, Mar., 1994.
- 88 WHITE, S. N. et al. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, n.2, p.156-61, Feb., 1992.
- 89 WILSON, P. R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, n.6, p.560-4, June, 1994.

90 WILSON, P. R., GOODKIND R. J., SAKAGUCHI, R.

Deformation of crowns during cementation. *J. Prosthet. Dent.*,
v.64, n.5, p.601-9, nov., 1990.

91 WU, J. C., WILSON, P. R. Optimal cement space for resin luting
cements. *Int. J. Prosthodont.*, v.7, n.3, p.209-15, May/June,
1994.

Apêndice A – Valores obtidos na cimentação com as variáveis propostas e resultados das diferenças e médias após a cimentação, com e sem alívio interno das coroas.

Tabela 6 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Harvard Cement, sem alívio.

<i>Término</i>	<i>Chanfro</i>		<i>Faca</i>		<i>Inclinado</i>		<i>O.Biselado</i>		<i>O. Reto</i>	
<i>Corpo-de-prova</i>	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,5584	24,6462	24,2014	24,2618	23,8814	23,9620	24,1966	24,3152	24,1148	24,2344
02	24,5586	24,6500	24,2016	24,2922	23,8814	23,9682	24,1966	24,3140	24,1148	24,2366
03	24,5586	24,6402	24,2016	24,2830	23,8816	23,9590	24,1968	24,3044	24,1148	24,2360
04	24,5586	24,6436	24,2018	24,2746	23,8816	23,9592	24,1968	24,3074	24,1148	24,2412
05	24,5586	24,6414	24,2014	24,2834	23,8816	23,9700	24,1968	24,3080	24,1146	24,2408
06	24,5586	24,6434	24,2016	24,2814	23,8816	23,9610	24,1968	24,3062	24,1146	24,2408
07	24,5588	24,6480	24,2018	24,2930	23,8816	23,9602	24,1968	24,3066	24,1148	24,2340
08	24,5588	24,6486	24,2018	24,2716	23,8816	23,9614	24,1968	24,3100	24,1148	24,2346
09	24,5588	24,6512	24,2018	24,2842	23,8816	23,9602	24,1968	24,3098	24,1148	24,2362
10	24,5588	24,6494	24,2018	24,2810	23,8816	23,9612	24,1968	24,3012	24,1148	24,2334
Soma	245,5866	246,4620	242,0166	242,8062	238,8156	239,6224	241,9676	243,0828	241,1476	242,3680
Média	24,5586	24,6462	24,2016	24,2806	23,8815	23,9622	24,1967	24,3082	24,1147	24,2368
Diferença	0,087540 mm		0,078960 mm		0,08680 mm		0,111520 mm		0,122040 mm	

Tabela 7 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Harvard Cement, com alívio.

<i>Término</i>	<i>Chanfro</i>		<i>Faca</i>		<i>Inclinado</i>		<i>O.Biselado</i>		<i>O. Reto</i>	
<i>Corpo-de-prova</i>	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
01	24,2072	24,2524	24,0410	24,0770	24,3046	24,3522	24,2176	24,2890	24,4590	24,5350
02	24,2072	24,2526	24,0410	24,0960	24,3046	24,3530	24,2178	24,2882	24,4590	24,5342
03	24,2074	24,2540	24,0412	24,0864	24,3048	24,3514	24,2178	24,2886	24,4592	24,5358
04	24,2074	24,2530	24,0412	24,0868	24,3048	24,3528	24,2178	24,2870	24,4590	24,5360
05	24,2074	24,2520	24,0414	24,0876	24,3046	24,3520	24,2176	24,2884	24,4592	24,5346
06	24,2074	24,2530	24,0414	24,0946	24,3046	24,3510	24,2176	24,2870	24,4590	24,5328
07	24,2076	24,2540	24,0414	24,0850	24,3048	24,3508	24,2176	24,2898	24,4592	24,5338
08	24,2076	24,2512	24,0414	24,0830	24,3046	24,3514	24,2178	24,2890	24,4590	24,5348
09	24,2074	24,2514	24,0414	24,0858	24,3046	24,3528	24,2176	24,2874	24,4592	24,5324
10	24,2074	24,2520	24,0416	24,0862	24,3048	24,3530	24,2176	24,2892	24,4592	24,5342
Soma	242,0760	242,5256	240,4130	240,8684	243,0468	243,5204	242,1768	242,8836	244,5910	245,3436
Média	24,2076	24,2525	24,0413	24,0868	24,3046	24,3520	24,2176	24,2883	24,4591	24,5343
Diferença	0,0451600 mm		0,45540 mm		0,047360 mm		0,070680 mm		0,075260 mm	

Tabela 8 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Ketac-Cem Radiopaque, sem alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,5584	24,6352	24,2014	24,2684	23,8818	23,9556	24,1964	24,2976	24,1148	24,2328
02	24,5584	24,6346	24,2014	24,2746	23,8818	23,9528	24,1964	24,2972	24,1148	24,2266
03	24,5584	24,6364	24,2014	24,2732	23,8818	23,9562	24,1964	24,2948	24,1148	24,2280
04	24,5584	24,6376	24,2018	24,2720	23,8818	23,9508	24,1964	24,3025	24,1148	24,2288
05	24,5584	24,6342	24,2018	24,2712	23,8818	23,9524	24,1964	24,3022	24,1148	24,2312
06	24,5584	24,6330	24,2018	24,2744	23,8818	23,9536	24,1964	24,3020	24,1148	24,2268
07	24,5584	24,6392	24,2018	24,2718	23,8818	23,9202	24,1964	24,3038	24,1148	24,2246
08	24,5584	24,6294	24,2018	24,2704	23,8818	23,9480	24,1964	24,3012	24,1148	24,2302
09	24,5584	24,6346	24,2020	24,2708	23,8818	23,9496	24,1964	24,2996	24,1148	24,2356
10	24,5584	24,6306	24,2020	24,2706	23,8818	23,9542	24,1964	24,2990	24,1148	24,2334
Soma	245,5840	246,3445	242,0200	242,7174	238,8180	239,4934	241,9640	242,9999	241,1480	242,2980
Média	24,5584	24,6344	24,2020	24,2717	23,8818	23,9493	24,1964	24,2999	24,1148	24,2298
Diferença	0,076080	mm	0,070020	0mm	0,067540	5mm	0,103590	5mm	0,115000	0mm

Tabela 9- Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Ketac-Cem Radiopaque, com alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,2074	24,2512	24,0416	24,0772	24,3048	24,3532	24,2178	24,2846	24,4590	24,5312
02	24,2074	24,2416	24,0416	24,0758	24,3048	24,3470	24,2178	24,2868	24,4590	24,5198
03	24,2074	24,2432	24,0416	24,0802	24,3048	24,3454	24,2178	24,2814	24,4590	24,5236
04	24,2074	24,2462	24,0414	24,0838	24,3050	24,3420	24,2178	24,2828	24,4590	24,5211
05	24,2074	24,2428	24,0414	24,0824	24,3050	24,3442	24,2178	24,2802	24,4592	24,5316
06	24,2070	24,2414	24,0416	24,0842	24,3048	24,3446	24,2178	24,2836	24,4592	24,5268
07	24,2076	24,2406	24,0416	24,0794	24,3048	24,3473	24,2176	24,2844	24,4588	24,5248
08	24,2076	24,2454	24,0418	24,0802	24,3046	24,3444	24,2178	24,2832	24,4588	24,5206
09	24,2074	24,2452	24,0418	24,0774	24,3046	24,3522	24,2180	24,2802	24,4590	24,5326
10	24,2074	24,2426	24,0416	24,0752	24,3048	24,3412	24,2178	24,2826	24,4590	24,5226
Soma	242,0740	242,4402	240,4160	240,7958	243,0480	243,4615	242,1780	242,8298	244,5900	245,2547
Média	24,2074	24,2440	24,0416	24,0795	24,3048	24,3461	24,2178	24,2829	24,4590	24,5254
Diferença	0,036620	mm	0,037980	mm	0,041350	mm	0,065180	mm	0,066470	mm

Tabela 10 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Durelon Carboxylat-Cement, sem alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,5584	24,6530	24,2074	24,2990	23,8816	23,9742	24,1964	24,3150	24,1150	24,2412
02	24,5580	24,6542	24,2074	24,3004	23,8816	23,9738	24,1966	24,3162	24,1150	24,2462
03	24,5584	24,6528	24,2072	24,2996	23,8816	23,9766	24,1968	24,3158	24,1150	24,2456
04	24,5582	24,6532	24,2076	24,2992	23,8816	23,9714	24,1968	24,3152	24,1150	24,2470
05	24,5582	24,6540	24,2076	24,2984	23,8816	23,9732	24,1968	24,3148	24,1150	24,2422
06	24,5584	24,6522	24,2076	24,2980	23,8816	23,9718	24,1968	24,3144	24,1152	24,2408
07	24,5586	24,6534	24,2076	24,2990	23,8818	23,9724	24,1968	24,3158	24,1152	24,2414
08	24,5586	24,6532	24,2076	24,2978	23,8818	23,9702	24,1968	24,3142	24,1154	24,2430
09	24,5584	24,6524	24,2076	24,2996	23,8818	23,9708	24,1968	24,3164	24,1154	24,2476
10	24,5584	24,6510	24,2076	24,2990	23,8818	23,9704	24,1968	24,3140	24,1156	24,2464
Soma	245,5840	246,5294	242,0752	242,9900	238,8168	239,7248	241,9674	243,1518	241,1518	242,4414
Média	24,5584	24,6529	24,2075	24,2990	23,8816	23,9724	24,1967	24,3151	24,1151	24,2441
Diferença	0,094540	mm	0,078960	mm	0,080680	mm	0,118440	mm	0,128960	0mm

Tabela 11 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Durelon Carboxylat-Cement, com alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,2074	24,2562	24,0416	24,0932	24,3042	24,3564	24,2178	24,2844	24,4590	24,5404
02	24,2074	24,2568	24,0416	24,0972	24,3042	24,3630	24,2178	24,2920	24,4590	24,5396
03	24,2074	24,2566	24,0418	24,0934	24,3046	24,3592	24,2178	24,2934	24,4590	24,5364
04	24,2074	24,2664	24,0420	24,0946	24,3046	24,3614	24,2178	24,2922	24,4590	24,5356
05	24,2074	24,2642	24,0420	24,1008	24,3046	24,3576	24,2178	24,2914	24,4590	24,5402
06	24,2076	24,2546	24,0420	24,0964	24,3048	24,3568	24,2178	24,2896	24,4590	24,5420
07	24,2078	24,2592	24,0420	24,0902	24,3048	24,3690	24,2178	24,2888	24,4590	24,5414
08	24,2078	24,2594	24,0420	24,0914	24,3048	24,3552	24,2178	24,2964	24,4590	24,5410
09	24,2078	24,2632	24,0420	24,0900	24,3048	24,3562	24,2180	24,2934	24,4590	24,5366
10	24,2078	24,2566	24,0420	24,0916	24,3048	24,3566	24,2180	24,2894	24,4590	24,5348
Soma	242,0758	242,5932	240,4190	240,9388	243,0462	243,5914	242,1784	242,9110	244,5900	245,3880
Média	24,2075	24,2593	24,0419	24,0938	24,3046	24,3591	24,2178	24,2911	24,4590	24,5388
Diferença	0,051740	mm	0,051980	mm	0,054520	mm	0,073260	mm	0,079800	mm

Tabela 12 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Panavia Ex, sem alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,5584	24,6620	24,2014	24,3086	23,8816	23,9824	24,1964	24,3208	24,1146	24,2480
02	24,5584	24,6580	24,2014	24,3062	23,8816	23,9804	24,1960	24,3186	24,1146	24,2454
03	24,5584	24,6592	24,2014	24,3072	23,8814	23,9796	24,1960	24,3194	24,1146	24,2426
04	24,5584	24,6546	24,2016	24,3034	23,8814	23,9852	24,1962	24,3192	24,1148	24,2404
05	24,5582	24,6634	24,2016	24,3052	23,8814	23,9862	24,1962	24,3164	24,1148	24,2460
06	24,5582	24,6640	24,2016	24,3046	23,8814	23,9824	24,1962	24,3186	24,1148	24,2448
07	24,5582	24,6612	24,2016	24,3060	23,8816	23,9808	24,1962	24,3194	24,1146	24,2474
08	24,5582	24,6604	24,2016	24,3068	23,8816	23,9804	24,1964	24,3214	24,1146	24,2452
09	24,5584	24,6542	24,2016	24,3042	23,8816	23,9816	24,1964	24,3202	24,1146	24,2446
10	24,5580	24,6542	24,2016	24,3058	23,8816	23,9810	24,1964	24,3178	24,1146	24,2452
Soma	245,5830	246,5912	242,0154	243,0580	238,8152	239,8200	241,9624	243,1918	241,1466	242,4490
Média	24,5583	24,6591	24,2015	24,3058	23,8815	23,9820	24,1962	24,3191	24,1146	24,2449
Diferença	0,100840	mm	0,104260	mm	0,100480	mm	0,122940	mm	0,130300	mm

Tabela 13 - Valores obtidos em milímetros, na cimentação com as variáveis propostas, empregando-se o cimento Panavia Ex, com alívio.

Término	Chanfro		Faca		Inclinado		O.Biselado		O. Reto	
	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1	L0	L1
<i>Corpo-de-prova</i>										
01	24,2076	24,2790	24,0418	24,1246	24,3046	24,3882	24,2176	24,3198	24,4590	24,5708
02	24,2072	24,2786	24,0419	24,1250	24,3046	24,3874	24,2176	24,3204	24,4592	24,5768
03	24,2072	24,2782	24,0412	24,1204	24,3048	24,3806	24,2178	24,3160	24,4594	24,5744
04	24,2072	24,2798	24,0410	24,1196	24,3048	24,3824	24,2178	24,3186	24,4594	24,5736
05	24,2072	24,2806	24,0410	24,1214	24,3048	24,3820	24,2174	24,3190	24,4594	24,5750
06	24,2070	24,2844	24,0410	24,1202	24,3048	24,3814	24,2174	24,3170	24,4592	24,5714
07	24,2070	24,2754	24,0412	24,1206	24,3048	24,3836	24,2174	24,3186	24,4590	24,5708
08	24,2072	24,2726	24,0412	24,1220	24,3046	24,3826	24,2174	24,3178	24,4592	24,5712
09	24,2072	24,2732	24,0412	24,1174	24,3046	24,3852	24,2174	24,3160	24,4592	24,5742
10	24,2072	24,2724	24,0412	24,1206	24,3046	24,3820	24,2176	24,3172	24,4592	24,5726
Soma	242,0720	242,7742	240,4120	241,2098	243,0470	243,8354	242,1754	243,1804	244,5922	245,7308
Média	24,2072	24,2774	24,0412	24,1209	24,3047	24,3835	24,2175	24,3180	24,4592	24,5730
Diferença	0,070220	mm	0,079910	mm	0,078840	mm	0,100500	mm	0,113860	mm

Apêndice B – Descrição do tratamento estatístico utilizado.

Tratamento Estatístico dos Dados

Para cada um dos cimentos referenciados simplesmente como Ketac (Ketac – Cem), Harvard (Harvard Cement), Durelon (Durelon), Panavia (Panavia Ex) e para cada acabamento utilizado (Chanfro CH, Faca FC, Inclinado IN: Ombro Biselado OB, Ombro Reto OR), foram obtidas as diferenças entre os valores correspondentes, antes e pós-cimentação, quando aplicado alívio e quando não aplicado.

Seja X_{fijkl} o valor da f -ésima observação empregando os tipos de cimento i , acabamento j , alívio k e estágio de cimentação I . Por simplicidade de notação, os valores de $i = 1, 2, 3, 4$ corresponderam aos cimentos Ketac, Harvard, Durelon e Panavia, respectivamente; $j = 1, 2, 3, 4, 5$ aos acabamentos CH, FC, IN, OB, OR, respectivamente; $k = 0, 1$ à não aplicação e à aplicação de alívio, respectivamente; e $I = 0, 1$, antes e pós-cimentação, respectivamente. Assim, por exemplo, X_{53201} denota o valor da Quinta observação feita sob tratamento Durelon – acabamento FC, sem alívio, pós-cimentação.

Matematicamente, as diferenças obtidas d_{ijk} , são o resultado de $X_{fijk1} - X_{fijk0}$. Essas diferenças são apresentadas no Apêndice B para os cimentos: Ketac, Harvard, Durelon e Panavia, respectivamente, e caracterizam as variáveis aleatórias em estudo neste trabalho.

Inicialmente, objetivou-se testar, para cada cimento e acabamento, a existência de diferença significativa entre as verdadeiras diferenças médias com a aplicação ou não de alívio. Assim, as hipóteses nula (H_0) e alternativa (H_1) são do tipo:

$$H_0: \mu_{ij0} = \mu_{ij1}$$

$$H_1: \mu_{ij0} \neq \mu_{ij1}$$

onde μ_{ijk} é a verdadeira diferença média para o tipo de cimento i , acabamento j e alívio k .

A aceitação da hipótese nula implica, para um determinado nível de significância, α , que não existe diferença estatisticamente significativa entre a diferença média com ou sem a aplicação de alívio, para um dado tratamento e tipo de acabamento.

Para este teste, realizado para cada tratamento e acabamento, empregou-se o teste t de diferença entre médias, dado por:

$$t = \frac{(\bar{d}_{ij0} - \bar{d}_{ij1}) - (m_{ij0} - m_{ij1})}{\sqrt{\frac{s^2_{ij0}}{n_{ij0}} + \frac{s^2_{ij1}}{n_{ij1}}}}$$

onde d_{ijk} corresponde à diferença média observada para o tratamento i , acabamento j e alívio k , dada por:

$$\bar{d}_{ijk} = \sum_{f=1}^{n_{ijk}} \frac{d_{fijk}}{n_{ijk}}$$

e S^2_{ijk} corresponde à variância amostral definida por:

$$s^2_{ijk} = \sum_{f=1}^{n_{ijk}} \frac{(d_{fijk} - \bar{d}_{ijk})^2}{n_{ijk} - 1}$$

Neste trabalho, para todo i, j e k ($i = 1, \dots, 4; j = 1, \dots, 5; k = 0, 1$) tem-se que $n_{ijk} = 10$.

Em seguida, foi utilizada análise de variância para testar a existência de diferenças significativas entre as diferenças médias obtidas a partir do emprego de cimentos distintos, fixos os tipos de acabamento e alívio. Assim, a hipótese nula (H_0) e alternativa (H_1) para o acabamento j e tipo de alívio k , são do tipo:

$$H_0: \mu_{1jk} = \mu_{2jk} = \mu_{3jk} = \mu_{4jk}$$

H_1 : pelo menos um par de médias não é igual.

onde μ_{ijk} é a verdadeira diferença média para o tratamento i , acabamento j e alívio k ($i = 1$ Ketac, $i = 2$, Harvard, $i = 3$, Durelon, $i = 4$, Panavia. A aceitação da hipótese nula implica, para um determinado nível de significância, α , que não existe diferença estatisticamente significativa entre as diferenças médias para os diversos tipos de cimento, para um dado tipo de acabamento e de alívio.

A análise de variância foi também empregada para testar a existência de diferenças significativas entre as diferenças médias obtidas a partir do emprego de diferentes acabamentos, fixos o cimento e o tipo de alívio. Assim, as hipóteses nula (H_0) e alternativa (H_1), para o tratamento i e tipo de alívio k , são expressas por:

$$H_0: \mu_{i_1k} = \mu_{i_2k} = \mu_{i_3k} = \mu_{i_4k} = \mu_{i_5k}$$

H_1 : pelo menos um par de médias não é igual

onde μ_{ijk} é como anteriormente definido ($j = 1$: CH; $J = 2$: FC; $j = 3$: IN; $J = 4$ OB; $J = 5$ OR). A aceitação da hipótese nula implica, para um determinado nível de significância, α , que não existe diferença estatisticamente significativa entre as diferenças médias para os diversos tipos de acabamento, para um dado cimento e tipo de alívio.

Nos casos onde o resultado da análise de variância levou à rejeição da hipótese nula, foi realizado o teste de múltiplas amplitudes de Duncan, objetivando identificar as distintas diferenças médias. Este teste baseia-se nas diferenças entre o conjunto de médias (suas amplitudes) ordenadas, comparadas com o valor LSR, dado por:

$$LSR = Q_{\alpha[w,r]} \sqrt{\frac{MSE}{n}}$$

onde $Q_{\alpha[w,r]}$ é um valor tabelado, para dado nível de significância α , w é o número de graus de liberdade, r é o número de passos que separam as médias sendo comparadas, EMQ (Erro Médio Quadrático) é fornecido na Tabela de Análise de Variância, e n é o número de observações.

BOTTINO, M.A. *Avaliação in vitro da adaptação cervical de coroas totais metálicas, variando os preparos do término cervicais, aliviando ou não as superfícies internas das coroas e empregando diferentes cimentos definitivos*. São José dos Campos, 1998. 179p. Tese (Livre Docência em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

RESUMO

Este trabalho avaliou a qualidade das adaptações cervicais de coroas totais metálicas, tendo como fonte de variação: a) o término do ombro cervical do preparo – biselado, inclinado em 135° ; reto em 90° , chanfro e gume de faca; b) o alívio ou não das superfícies internas das coroas; e, c) os tipos de agente de cimentação permanente, cimentos – fosfato de zinco Harvard; ionômero de vidro Ketac-Cem, policarboxilato de zinco Durelon e resinoso Panavia Ex. Inicialmente, foram confeccionados corpos-de-prova em modelos-padrão de aço inoxidável usinado, de acordo com o tipo de preparo dos termos cervicais experimentais. As cápsulas metálicas de aço inoxidável preparadas, tendo ou não alívio da superfície interna de 30 micrometros até a distância de 0,5 mm do limite do término cervical, justapunham-se precisamente e formavam um conjunto com adaptação e assentamento exatos. Estas foram cimentadas nos corpos-de-prova com os diferentes agentes cimentantes, os quais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Desenvolveram-se metodologias de reaproveitamento dos corpos-de-prova, estabilidade das cápsulas impedindo seu deslocamento durante a tomada das medidas e mensuração precisa. Concluiu-se que: a) as melhores médias de adaptações cervicais, semelhantes entre si, foram obtidas em modelos-padrão com ombros: lâmina de faca, ombro inclinado em 135° e chanfro; b) as piores médias de adaptações cervicais, semelhantes entre si, foram obtidas em modelos-padrão com ombros reto em 90° e degrau em 90° com bisel de 45° ; c) houve melhora significativa na adaptação quando cápsulas metálicas foram cimentadas com alívio de sua superfície interna; d) os cimentos

apresentaram qualidade decrescente de adaptação marginal na seguinte ordem: Ketac-Cem, Harvard, Durelon e Panavia Ex, e) a metodologia empregada permitiu trabalhar com valores positivos na adaptação marginal cervical.

Palavras-chave: prótese dentária; cimentos dentários; cimentação; coroas; adaptação cervical.

BOTTINO, M.A. *In vitro evaluation of cervical adaptation in full metal crowns varying the margin designs of preparations, the internal surfaces of relieved or not relieved crowns and different luting cements*. São José dos Campos, 1998. 179p. Tese (Livre Docência em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

ABSTRACT

This study assessed the quality of cervical adaptation in full metal crowns, with a variation in: a) the type of cervical preparation- beveled shoulder, 135-degree preparation, 90-degree shoulder, chamfer and knife edge; b) internal surfaces of the crowns with or without relief; c) the types of luting agents and their commercial brands- Harvard zinc phosphate, Ketac-Cem glass ionomer, Durelon zinc polycarboxylate and Panavia Ex resinous. Initially, machined stainless steel models were made according to each experimental margin design. Stainless steel metal caps were prepared with or without a 30-micrometer spacing of their internal surfaces, kept away 0.5 mm of the cervical end limit; they were precisely fitted, making a set with exact adaptation and seating. The caps were cemented on the specimens by means of different luting agents , handled according to the manufacturer's instructions. Methods were developed to reuse the specimens. Precise measures were obtained by preventing caps from moving during measurements. The conclusions were: a) the best mean of cervical adaptation, similar to each other , was obtained in standard models with preparations : knife edge, 135⁰ shoulder and chamfer; b) the worst mean of cervical adaptation, similar between them , was obtained in standard models with: straight shoulder and beveled shoulder; c) there was a significant improvement in adaptation when the metal caps were cemented with relief in their internal surface; d) cements presented decreasing cervical adaption, in the following order: Ketac-Cem, Harvard, Durelon and Panavia Ex; and, e) the methodology used allowed work with positive values of cervical adaptation.

Key words: dental prostheses, dental cements, cementation, crowns, cervical adaptation.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

São José dos Campos, 30/ setembro/1998.

Marco Antonio Bottino